

**Titre:** Proposition d'une stratégie de stimulation uniarticulaire et mise au point d'une source de courant dédiée à la stimulation neuromusculaire  
**Title:**

**Auteur:** Sylvain Bourret  
**Author:**

**Date:** 1999

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Bourret, S. (1999). Proposition d'une stratégie de stimulation uniarticulaire et mise au point d'une source de courant dédiée à la stimulation neuromusculaire  
**Citation:** [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.  
<https://publications.polymtl.ca/8786/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**  
Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:**  
PolyPublie URL: <https://publications.polymtl.ca/8786/>

**Directeurs de recherche:**  
Advisors:

**Programme:** Non spécifié  
Program:

**UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL**

**PROPOSITION D'UNE STRATÉGIE DE STIMULATION  
UNIARTICULAIRE ET MISE AU POINT D'UNE SOURCE DE  
COURANT DÉDIÉE À LA STIMULATION NEUROMUSCULAIRE**

**SYLVAIN BOURRET**

**DÉPARTEMENT DE GÉNIE ÉLECTRIQUE ET DE GÉNIE INFORMATIQUE  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL**

**MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES (M.SC.A)  
(GÉNIE ÉLECTRIQUE)**

**AVRIL 1999**

**© Sylvain Bourret, 1999.**



**National Library  
of Canada**

**Acquisitions and  
Bibliographic Services**

**395 Wellington Street  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada**

**Bibliothèque nationale  
du Canada**

**Acquisitions et  
services bibliographiques**

**395, rue Wellington  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada**

*Your file Votre référence*

*Our file Notre référence*

**The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.**

**The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.**

**L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.**

**L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.**

**0-612-42898-2**

**Canada**



UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

PROPOSITION D'UNE STRATÉGIE DE STIMULATION  
UNIARTICULAIRE ET MISE AU POINT D'UNE SOURCE DE  
COURANT DÉDIÉE À LA STIMULATION NEUROMUSCULAIRE

présenté par: BOURRET Sylvain

en vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise ès Sciences Appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de:

M. SAVARD Pierre, Ph.D., président

M. SAWAN Mohamad, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. PLAMONDON Réjean, Ph.D., membre et codirecteur de recherche

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre

À tous ceux qui m'ont soutenu...

## REMERCIEMENTS

Sans le support de nombreuses personnes, la réalisation de mémoire aurait été impossible. Je tiens donc à remercier du fond du coeur ma famille pour son support moral constant. Plus particulièrement, je tiens à souligner la contribution de ma mère Marie-Reine Marcoux pour la correction ainsi que les nombreuses lectures de mon mémoire et ses encouragements constants ainsi que le support de ma conjointe Marie-France Le Blanc, désormais allergique au mot «maîtrise».

Je me dois, bien sûr, de souligner la contribution des professeurs Mohamad Sawan et Réjean Plamondon qui m'ont offert la chance de réaliser ce projet et qui m'ont guidé au cours de son développement.

Je tiens aussi à remercier mes collègues Bernard Antaki, Serge Patenaude, Pascal Poiré ainsi que tous les membres de l'équipe Polystim, dirigée par Mohamad Sawan, entre autres, pour leur support technique, mais particulièrement pour avoir rendu mon séjour à l'École Polytechnique des plus agréable.

Je ne peux non plus passer sous silence l'aide apportée par Wacef Guerfali, ingénieur et chercheur au laboratoire Scribens, pour ses suggestions, son support technique et moral.

Je tiens aussi à exprimer ma sincère gratitude à Mathieu Gagnon, étudiant de maîtrise en microélectronique à l'École Polytechnique de Montréal pour avoir répondu à mes

nombreuses questions et plus particulièrement pour m'avoir aidé à mettre au point le banc d'essai pour tester la source de courant. Un très gros merci aussi à Yves Gagnon, étudiant de maîtrise en microélectronique à l'École Polytechnique de Montréal, pour avoir effectué la chirurgie au laser sur la source de courant.

Finalement, je tiens à remercier le Fonds de formation de Chercheurs et d'Aide à la Recherche du Ministère de l'Éducation du Québec (FCAR) pour son support financier.



## RÉSUMÉ

La stimulation électrique fonctionnelle est une technique de plus en plus utilisée pour rétablir des fonctions viscérales et motrices perdues chez les personnes paralysées. Cette technique requiert cependant des patrons de stimulation adéquats afin d'obtenir des résultats précis. Ceci est d'autant plus vrai lorsqu'il s'agit de fonctions motrices.

Ce mémoire présente l'étude d'un système uniarticulaire activé par deux muscles. L'analyse des résultats de simulation montrent que la durée du mouvement est principalement régie par les paramètres de stimulation du muscle antagoniste, tandis que la distance parcourue est surtout influencée par le niveau de stimulation de l'agoniste. À la lumière des résultats de simulation obtenus, une nouvelle stratégie de stimulation applicable à un système uniarticulaire à deux muscles est suggérée. La stratégie développée présente l'avantage de relier directement la distance parcourue par le membre aux paramètres de stimulation des deux muscles antagonistes. De plus, elle se veut simple afin de faciliter son implantation dans un système dédié.

Par la suite, le développement d'une source de courant commandable dédiée à la stimulation neuromusculaire est présentée. La source mise au point jouit d'une faible dissipation de puissance, d'une bonne linéarité et occupe une faible surface de silicium. De plus, elle présente l'avantage d'être facilement modifiable afin de fournir le courant nécessaire même en cas d'augmentation de l'impédance du nerf stimulé.

## **ABSTRACT**

The functional electrical stimulation (FES) is a new technique used on paralysed people to reestablish lost visceral and motor functions. Somehow, this technique requires proper stimulation patterns in order to obtain good results, particularly concerning motor functions.

In this thesis the study of a mono-articular system composed of a simple joint and two antagonists muscles is presented. Analysis of the simulation results show that the movement time is mainly influenced by the antagonist muscle stimulation parameters while the movement distance is mainly influenced by the stimulation parameters of the agonist muscle. These simulation results were used to develop a new stimulation strategy applicable to a two-muscle mono-articular system. The presented strategy is advantageous because it directly links the stimulation parameters of two antagonists muscles to the traveled distance.

This thesis also includes a high amplitude programmable current source dedicated to neural stimulation is presented. Fabrication results of the designed chip show that the current source occupies a small silicone area, features good linearity and low power dissipation. Moreover, the circuit can be easily modified to provide high amplitude current in case of increases of the nerve impedance.

## TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE .....	iv
REMERCIEMENTS .....	v
RÉSUMÉ.....	vii
ABSTRACT .....	viii
TABLE DES MATIÈRES.....	ix
LISTE DES TABLEAUX.....	xiii
LISTE DES FIGURES .....	xiv
LISTE DES SYMBOLES ET ABRÉVIATIONS .....	xx
LISTE DES ANNEXES .....	xxiii
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE I REVUE DE LITTÉRATURE .....	6
1.1 INTRODUCTION.....	6
1.2 PLANIFICATION DES MOUVEMENTS HUMAINS RAPIDES .....	7
1.2.1 Méthode de commande des mouvements .....	7

1.2.2 Référentiel utilisé pour encoder les programmes moteurs .....	10
1.2.3 Codage des déplacements en distance.....	12
1.2.4 Système de coordonnées pour la planification des mouvements .....	13
1.2.5 Mouvements multiarticulaires.....	15
1.2.6 Réduction du nombre de degrés de liberté dans la planification des mouvements.....	17
1.2.7 Modèle delta-lognormal .....	23
1.3 CONTRACTION ET MODÉLISATION MUSCULAIRE .....	26
1.4 STIMULATION ÉLECTRIQUE NEUROMUSCULAIRE.....	30
1.5 CONCLUSION .....	34

## CHAPITRE II MODÉLISATION MUSCULAIRE ET SIMULATION D'UN

MUSCLE SEUL .....	36
2.1 INTRODUCTION.....	36
2.2 MODÉLISATION DES MUSCLES .....	37
2.2.1 Modèle de muscle isométrique.....	37
2.2.2 Modèle de muscle isotonique.....	39
2.3 SIMULATION D'UN MUSCLE DANS DES CONDITIONS ISOMÉTRIQUES .....	40
2.4 SIMULATION D'UN MUSCLE DANS DES CONDITIONS ISOTONIQUES .....	41
2.5 PARAMÈTRES DE STIMULATION DES MUSCLES .....	42
2.6 ANALYSE DES RÉSULTATS DE SIMULATION.....	44

2.6.1 Profils de vitesse de la contraction musculaire .....	44
2.6.2 Effet des paramètres de stimulation sur la cinématique du muscle.....	47
2.6.3 Appariement avec la lognormale.....	52
2.7 CONCLUSION .....	54
<b>CHAPITRE III MODÈLE MUSCULOARTICULAIRE COMPLET.....</b>	<b>55</b>
3.1 INTRODUCTION.....	55
3.2 MODÈLE MUSCULOARTICULAIRE UTILISÉ .....	56
3.3 PARAMÈTRES DE STIMULATION .....	58
3.4 EFFET DES PARAMÈTRES DE STIMULATION SUR LA DISTANCE PARCOURUE (MODÈLE DE MUSCLE ISOTONIQUE) .....	59
3.4.1 Définition de la distance parcourue.....	59
3.4.2 Résultats de simulation .....	60
3.5 EFFET DES PARAMÈTRES DE STIMULATION SUR LA DURÉE DU MOUVEMENT (MODÈLE DE MUSCLE ISOTONIQUE) .....	63
3.5.1 Définition de la durée du mouvement.....	63
3.5.2 Résultats de simulation .....	64
3.6 COMPORTEMENT DU MODÈLE ISOMÉTRIQUE FACE AUX DIVERS PARAMÈTRES DE STIMULATION .....	67
3.7 CONCLUSION.....	69
<b>CHAPITRE IV STRATÉGIE DE STIMULATION UNIARTICULAIRE.....</b>	<b>71</b>

4.1 INTRODUCTION .....	71
4.2 EFFET DE LA VARIABILITÉ DES CARACTÉRISTIQUES DES MUSCLES .....	71
4.2.1 Effets de la variation de la force maximale des muscles.....	72
4.2.2 Effets de la variation de la vitesse de contraction des muscles .....	74
4.2.3 Effet de l'ajout d'une charge inertielle sur la cinématique du mouvement...	76
4.3 STRATÉGIE GLOBALE DE STIMULATION .....	77
4.4 CONCLUSION .....	82
 CHAPITRE V SOURCE DE COURANT PROGRAMMABLE POUR LA	
STIMULATION NEUROMUSCULAIRE FONCTIONNELLE .....	83
5.1 INTRODUCTION .....	83
5.2 CONVERTISSEUR NUMÉRIQUE À ANALOGIQUE .....	85
5.3 LOGIQUE DE COMMANDE .....	87
5.4 ÉTAGE DE SORTIE .....	87
5.5 RÉSULTATS DE SIMULATION .....	92
5.6 CONSIDÉRATIONS PRATIQUES POUR LA FABRICATION .....	95
5.7 PERFORMANCES DU CIRCUIT FABRIQUÉ .....	97
5.8 DISCUSSION .....	102
CONCLUSION .....	103
RÉFÉRENCES .....	109

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 5.1 Comparaison des caractéristiques de la source développée par St-Amand (1995) et de la nouvelle version proposée.....	95
Tableau A.1 Paramètres du modèle isométrique.....	119
Tableau B.1 Paramètres du modèle isotonique .....	121
Tableau B.2 Caractéristique force-longueur active pour le muscle isotonique .....	122
Tableau B.3 Caractéristique force-vitesse active pour le muscle isotonique .....	123
Tableau B.3 Caractéristique force-vitesse active pour le muscle isotonique .....	126
Tableau D.1 Paramètres de stimulation utilisés pour les figures 3.5 à 3.7.....	126
Tableau D.2 Paramètres de stimulation utilisés pour la figure 3.10 .....	127
Tableau D.3 Paramètres de stimulation utilisés pour produire les courbes présentées aux figures 4.1 à 4.5.....	128
Tableau D.4 Paramètres de stimulation utilisés pour produire les courbes présentées aux figures 4.6 et 4.7 .....	129

## LISTE DES FIGURES

Figure 1.1	Modèle delta-lognormal.....	24
Figure 1.2	Structure microscopique du muscle squelettique. Tirée de Vander et al. (1976). .....	27
Figure 1.3	Position relative des filaments d'actine et de myosine au cours du mouvement oscillatoire des ponts. L'action de chaque pont déplace légèrement le myofilament. Tirée de McArdle et al. (1989).....	28
Figure 1.4	Disposition des filaments d'actine et de myosine au repos et lors de la contraction. Tirée de McArdle et al. (1989).....	29
Figure 1.5	Interaction entre les filaments d'actine, de myosine, le calcium et l'ATP d'un muscle relâché et en contraction. Tirée de Vander et al. (1976).....	29
Figure 1.6	Modèles de muscle proposés par Hill .....	30
Figure 2.1	Paramètres de stimulation.....	43
Figure 2.2	Profils de force isométrique et de vitesse de contraction isotonique .....	45
Figure 2.3	Profils de vitesse obtenus pour des muscles de vitesses différentes .....	46



Figure 2.4	Caractéristiques cinématiques virtuelles d'un muscle lent dans des conditions isométriques pour un nombre d'impulsions croissant de 2 à 12 et pour des durées de stimulation constantes de 60 à 160 ms .....	49
Figure 2.5	Caractéristiques cinématiques virtuelles d'un muscle lent dans des conditions isométriques en fonction du nombre d'impulsions et pour des durées de stimulation de 60 ms à 160 ms.....	50
Figure 2.6	Caractéristiques cinématiques virtuelles d'un muscle lent dans des conditions isométriques en fonction de la durée de stimulation et pour un nombre d'impulsions variant de 2 à 12.....	51
Figure 2.7	Appariement d'un profil de vitesse de contraction musculaire par une lognormale. Les paramètres de stimulation sont : durée de stimulation de 80 ms, 6 impulsions, niveau de recrutement de 100%. La constante de temps du muscle est $\lambda = 30$ . Les paramètres de la lognormale sont : $D = 1.315$ , $\mu = -1.512$ , $\sigma = 0.240$ , $T_0 = -63$ ms. $EQM = 0.0122 \text{ mm}^2/\text{s}^2$ .....	53
Figure 2.8	Paramètres des courbes lognormales approximant le mieux les courbes de vitesse pour le muscle en conditions isométriques .....	54
Figure 3.1	Modèle d'articulation complexe.....	56

Figure 3.2 Modèle d'articulation simplifié .....	56
Figure 3.3 Comportement de l'articulation complexe .....	57
Figure 3.4 Paramètres de stimulation.....	58
Figure 3.5 Raccourcissement de l'agoniste pour différents niveaux de recrutement (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés) .....	60
Figure 3.6 Raccourcissement de l'agoniste en fonction des facteurs agonistes et antagonistes (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés) .....	62
Figure 3.7 Durée du mouvement pour différents niveaux de recrutement du muscle antagoniste (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés) .....	65
Figure 3.8 Effet des paramètres de stimulation du muscle agoniste sur l'ordonnée à l'origine de l'approximation linéaire de la durée de mouvement.....	66
Figure 3.9 Effet des paramètres de stimulation du muscle agoniste sur la pente de l'approximation linéaire de la durée de mouvement.....	66

Figure 3.10 Distance virtuelle parcourue en fonction des facteurs agoniste et antagoniste (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés) .....	69
Figure 4.1 Effet de la force maximale du muscle agoniste sur la distance parcourue pour différents combinaisons de paramètres de stimulation (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés) .....	72
Figure 4.2 Effet de la force maximale du muscle antagoniste sur la durée du mouvement pour différents combinaisons de paramètres de stimulation (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés) .....	73
Figure 4.3 Effet de la vitesse de contraction du muscle agoniste sur la distance parcourue pour différents combinaisons de paramètres de stimulation (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés) .....	74
Figure 4.4 Effet de la vitesse de contraction du muscle antagoniste sur la durée du mouvement pour différents combinaisons de paramètres de stimulation (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés) .....	75
Figure 4.5 Effet de l'ajout d'une charge inertielle sur la durée du mouvement pour différents combinaisons de paramètres de stimulation (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés) .....	76

Figure 4.6 Simulation de la stratégie de stimulation proposée (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés) .....	80
Figure 4.7 Durée du mouvement en fonction de la distance parcourue (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés) .....	81
Figure 5.1 Source de courant développée par St-Amand (1995) .....	84
Figure 5.2 Convertisseur numérique à analogique mode courant .....	85
Figure 5.3 Première solution proposée pour l'étage de sortie à 4 mA .....	90
Figure 5.4 Seconde solution proposée pour l'étage de sortie à 4 mA .....	91
Figure 5.5 Solution retenue pour l'architecture de la source de courant .....	92
Figure 5.6 Résultat de la simulation de la source de courant .....	93
Figure 5.7 Erreurs dues aux non-linéarités de la source de courant simulée .....	93
Figure 5.8 Géométrie de type centre de masse commun utilisée pour le CNA .....	96
Figure 5.9 Dessin de masque de la source de courant .....	98
Figure 5.10 Microphotographie de la source de courant .....	99

Figure 5.11 Comparaison de la sortie expérimentale avec la sortie idéale .....	100
Figure 5.12 Non-linéarités de la sortie expérimentale VS une sortie idéale .....	100
Figure 5.13 Comparaison de la sortie expérimentale avec la sortie idéale d'une source ayant les bits de commande D1 et D2 collés à 1.....	101
Figure 5.14 Comparaison de la sortie expérimentale avec la sortie idéale d'une source ayant les bits de commande D1 et D2 collés à 1.....	101
Figure A.1 Modèle de muscle isométrique .....	117
Figure B.1 Modèle du muscle isotonique.....	120

## LISTE DES SYMBOLES ET ABRÉVIATIONS

$\Delta T$	Délai d'activation du muscle antagoniste
$\varepsilon$	Déformation de la barre de métal
$\lambda$	Constante de temps du muscle isotonique
$\sigma_i$	Temps de réponse du système i
$\mu_i$	Temps de délai du système i
A	Amplitude d'une impulsion de stimulation
A	Superficie de la source de courant
A	Superficie de la barre de métal
ADP	Adénosine DiPhosphate
ago	agoniste
ant	antagoniste
ATP	Adénosine TriPhosphate
BiCMOS	Procédé de fabrication bipolaire et CMOS
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
CNA	Convertisseur Numérique à Analogique
CRI	Courbe de Recrutement Isométrique
D	Distance parcourue
d	Largeur d'une impulsion de stimulation
$D_i$	Amplitude de la commande impulsionnelle du système i

E	Module de Young
EC	Élément Contractile
ÉMG	Électromyogramme
EP	Élément Élastique Parallèle
EQM	Erreur quadratique moyenne
ES	Élément Élastique Sériel
$F_{\text{ago}}$	Facteur Agoniste
$F_{\text{ant}}$	Facteur Antagoniste
$I_{\text{max}}$	Courant maximal
$I_{\text{ref}}$	Courant de référence
L	Linéarité de la source de courant
L	Épaisseur de la barre de métal
LSB	Bit le moins significatif (Least Significant Bit)
m	Masse en mouvement
MHR	Mouvements Humains Rapides
MT	Durée du mouvement
NLD	Non-Linéarité Différentielle
NLI	Non-Linéarité Intégrale
$P_{\text{tot}}$	Puissance totale
Q	Facteur de qualité de la source de courant
SÉF	Stimulation Électrique Fonctionnelle

<b>SNC</b>	<b>Système Nerveux Central</b>
<b>SNF</b>	<b>Stimulation Neuromusculaire Fonctionnelle</b>
<b>T</b>	<b>Durée de stimulation</b>
<b>t</b>	<b>temps</b>
<b><math>t_0</math></b>	<b>Moment d'occurrence de la commande impulsionnelle</b>
<b><math>T_{vmax}</math></b>	<b>Moment d'occurrence de la vitesse maximale</b>
<b>v</b>	<b>vitesse</b>
<b><math>V_{ce}</math></b>	<b>Tension Collecteur-Émetteur</b>
<b><math>V_{ds}</math></b>	<b>Tension Drain-Source</b>
<b><math>V_{gs}</math></b>	<b>Tension Grille-Source</b>
<b><math>V_{th}</math></b>	<b>Tension de seuil d'un transistor CMOS</b>
<b>W</b>	<b>Travail fait par le muscle</b>
<b><math>W_i</math></b>	<b>Largeur du transistor i</b>



## **LISTE DES ANNEXES**

ANNEXE A MODÈLE DE MUSCLE ISOMÉTRIQUE.....	117
ANNEXE B MODÈLE DE MUSCLE ISOTONIQUE.....	120
ANNEXE C    RELATIONS LIANT LA FORCE EN CONDITIONS ISOMÉTRIQUES À LA VITESSE EN CONDITIONS ISOTONIQUES .....	124
ANNEXE D PARAMÈTRES UTILISÉS LORS DES SIMULATIONS .....	126
ANNEXE E GLOSSAIRE	130

## INTRODUCTION

Les progrès technologiques, l'amélioration des techniques chirurgicales et une meilleure connaissance du corps humain permettent aujourd'hui aux personnes atteintes de lésions au niveau de la moelle épinière de récupérer partiellement l'usage de certaines fonctions viscérales, sensibles ou motrices perdues. Pour ce faire, une technique appelée stimulation électrique fonctionnelle (SÉF) est de plus en plus utilisée. Elle consiste à stimuler artificiellement les tissus nerveux ou musculaires qui ne sont plus innervés à l'aide d'impulsions électriques afin de les activer. Par une stimulation adéquate, il est par exemple possible de tendre ou de fléchir un bras paralysé.

Bien qu'il soit facile d'obtenir une contraction musculaire par stimulation électrique sur un muscle isolé, atteindre un niveau de contraction précis est plus difficile. De plus, lorsque l'on replace le muscle dans son contexte physique normal, les non-linéarités du muscle ajoutées à celles de l'articulation en font un ensemble encore plus difficile à commander. Finalement, lorsque l'on multiplie le nombre de muscles agissant sur une articulation donnée, on obtient un nombre de séquences d'activations pratiquement illimité pour effectuer un mouvement donné.

Pour ajouter à la difficulté, la commande de mouvements à partir de microstimulateurs est relativement complexe. Les réactions des muscles face aux différentes stimulations sont variables et dépendent entre autres du positionnement des électrodes et de leur

contact avec le nerf, de la variation du comportement d'un même muscle dans le temps (fatigue, par exemple) et varient d'un individu à l'autre. De surcroît, la coordination entre les différents muscles formant une synergie pour un mouvement donné est difficile à déterminer.

### **Objectifs poursuivis**

L'objectif principal de ce projet est d'établir les bases nécessaires à la réalisation d'un microstimulateur pour les membres supérieurs chez les tétraplégiques. Plus précisément, il s'agit de mettre au point une stratégie de stimulation qualitative en boucle ouverte qui permette de rétablir un mouvement fonctionnel et humanoïde chez les tétraplégiques ayant subi des lésions au niveau de la moelle épinière. On entend ici par mouvement humanoïde, des mouvements rapides et précis comme en font les humains normaux tous les jours. À ce jour, aucune littérature ne rapporte l'utilisation d'une approche aussi globale. Dans la plupart des travaux effectués sur le sujet, les membres sont disséqués en muscles, tendons et articulations, tous modélisés de façon plus ou moins dépendante. D'autres auteurs, effectuant des essais sur des membres complets, ne semblent pas non plus avoir essayé de mettre au point une stratégie comparable à celle développée dans ce mémoire. La recherche présentée ici tente une approche plus globale où les paramètres de stimulation ne seront pas liés à des sorties cinétiques (force) mais plutôt à des sorties cinématiques (position, vitesse), permettant d'éviter ainsi tous les calculs nécessaires pour passer de l'un à l'autre. De plus, la stratégie de

stimulation développée devrait idéalement pouvoir s'adapter facilement aux variations du comportement du muscle dans le temps.

Bien sûr, la stratégie mise au point dans ce mémoire devra éventuellement être accompagnée d'un système de commande en boucle fermée qui se chargera de donner au mouvement la précision finale requise et qui assurera aussi le maintien d'une position donnée en contrant, entre autres, les effets de la gravité. L'efficacité d'un tel système a déjà été vérifiée par Shue, Crago et Chizeck (1995).

Le choix des membres supérieurs plutôt que des membres inférieurs est justifié par le fait que la commande des muscles des membres inférieurs est grandement compliquée par le maintien de l'équilibre du sujet en station debout. De plus, une stratégie de stimulation bien développée pour les membres supérieurs pourrait éventuellement être utilisée comme base pour élaborer une stratégie plus efficace pour les membres inférieurs.

Il va sans dire que les suggestions apportées ici au sujet de la stratégie de stimulation à adopter seront déterminantes pour les caractéristiques du futur stimulateur. Il est donc vital de prendre dès le départ des décisions qui pourront mener à un système simple efficace et surtout réalisable.

## **Organisation du mémoire**

Le mémoire se divise en cinq chapitres organisés de la façon suivante : le premier chapitre consiste en une revue de la littérature touchant les domaines de la planification et la modélisation des mouvements, de la physiologie des muscles et de la stimulation électrique fonctionnelle. Dans le second chapitre, deux modèles de muscle utilisés pour mettre au point la stratégie de stimulation sont décrits, accompagnés par des résultats de simulations effectuées sur un seul muscle. Le troisième chapitre expose des résultats de simulations d'une articulation commandée par un muscle agoniste et un muscle antagoniste. Le quatrième chapitre, quant à lui, énumère les recommandations finales concernant la stratégie de stimulation à adopter. Finalement, le cinquième chapitre présente une source de courant développée spécifiquement pour effectuer la stimulation neuromusculaire.

À la fin du mémoire, cinq annexes sont présentées. Les annexes A et B décrivent plus en détail les modèles de muscle utilisés pour effectuer les différentes simulations. Par la suite, l'annexe C résume la démonstration faite par Plamondon (1998). L'annexe D présente les paramètres de stimulation utilisés pour la réalisation de certaines simulations. Finalement, l'annexe E consiste en un glossaire où sont définis un certain nombre d'expressions et de termes utilisés à travers ce mémoire. Il est fortement recommandé au lecteur de jeter un coup d'oeil à l'annexe E avant de débiter la lecture du mémoire.

Il est important de souligner ici que toutes les informations recueillies dans le chapitre I ne seront pas utilisées pour mettre au point la stratégie de stimulation finale proposée. Ces informations sont ajoutées afin de permettre au lecteur de bien situer le projet dans son contexte original et surtout afin de donner un point de départ à toute personne désireuse de poursuivre ce projet.

## **CHAPITRE I**

### **REVUE DE LITTÉRATURE**

#### **1.1 Introduction**

Tel que mentionné dans l'introduction, le domaine de la stimulation neuromusculaire fonctionnelle nécessite la maîtrise de nombreux champs de connaissances. Dans ce chapitre, une revue de la littérature concernant ces différents domaines est effectuée. Plus particulièrement, on y retrouve une description des principales caractéristiques des mouvements humains rapides. Cette description est faite en parallèle avec différentes propositions sur la façon dont le système nerveux central procède pour planifier les mouvements. Aussi, différentes théories concernant la génération des mouvements rapides et de leurs modèles associés sont résumées. Par la suite, une description de la physiologie des muscles, des principes de la contraction musculaire et de divers modèles de muscles simples est présentée. Finalement, la dernière portion du chapitre porte sur les principes de stimulation électrique fonctionnelle (SÉF) et résume brièvement les travaux déjà faits dans le domaine. Tout au long du chapitre, l'emphasis est mise sur la façon dont les diverses informations recueillies peuvent être utilisées pour mettre au point une stratégie de stimulation dédiée à être utilisée dans un microstimulateur intégré.

## **1.2 Planification des mouvements humains rapides**

Au fil des années, plusieurs caractéristiques typiques des mouvements humains rapides ont pu être observées. Parmi celles-ci, on peut énumérer : les trajectoires qui tendent à être droites et lisses ainsi que des profils de vitesse en forme de cloche plus ou moins asymétrique et possédant un seul maximum dominant (Hollerbach et Flash, 1982; Virji-Babul et Cooke, 1995; Wolpert et al., 1995). De plus, sur une infinité de trajectoires possibles, on retrouve toujours le même genre de mouvement, peu importe le point de départ ou d'arrivée du membre. Selon Wolpert et al. (1995), ces caractéristiques invariantes du mouvement donnent des indices sur la façon dont le système nerveux central (SNC) encode et programme les mouvements. Toutefois, tous les auteurs ne s'entendent pas sur la façon dont le système nerveux central procède afin de générer des mouvements rapides, précis et possédant ces caractéristiques.

### **1.2.1 Méthode de commande des mouvements**

Hollerbach et Flash (1982) ont proposé que le SNC pourrait utiliser deux stratégies différentes pour planifier et exécuter les mouvements : la première, en boucle ouverte, qui nécessiterait une habileté à calculer analytiquement ou à mémoriser les couples nécessaires à l'exécution d'un mouvement; la seconde, en boucle fermée, qui utiliserait un contrôleur en rétroaction basé sur un modèle dynamique simplifié des membres et préprogrammé à des couples nominaux.



Gordon et Ghez (1987) affirment qu'il est difficile de déterminer expérimentalement si un mouvement est basé sur un programme moteur (boucle ouverte) ou s'il a été corrigé en cours de route (boucle fermée). Les temps de réponse à un stimulus sont trop longs pour permettre une correction sur un mouvement rapide. Toutefois, cet aspect ne tient pas compte des boucles rétroactions internes. Gordon et Ghez (1987) ont donc tenté de mettre au point une expérience qui permettrait de séparer la part de la rétroaction de celle du programme moteur. L'expérience consistait à atteindre un niveau de force donné dans des conditions isométriques et selon deux protocoles différents : le premier, avec une vitesse de contraction maximale et sans correction de la part du sujet; le deuxième avec une vitesse de contraction rapide mais avec un niveau de force aussi précis que possible. L'expérience a montré que dans les deux cas, l'humain agissait en modulant le taux de montée de la force produite. Le seul effet de l'augmentation de la précision fut une diminution de la variabilité dans les mouvements produits. De plus, les patrons de la force produite pour des amplitudes variables étaient fortement stéréotypés et semblaient être des multiples d'un patron de base commun. Ceci implique donc, selon eux, que les trajectoires obtenues doivent être principalement déterminées par un programme moteur.

Hollerbach et Flash (1982) abondent dans le même sens. Ils affirment qu'en robotique, il est facile d'utiliser la rétroaction pour programmer les automates. Pour le bras humain, la solution de rétroaction par des boucles neuronales semble peu réaliste. Les signaux provenant des propriocepteurs sont sujets aux variations de plusieurs

conditions et ceci diminue leur précision et leur fidélité en tant que moniteur des mouvements des articulations. De plus, la durée des délais dans la boucle de rétroaction est trop longue pour assurer un bon contrôle (70 à 100 ms pour la boucle supraspinale selon Hollerbach et Flash, (1982)). La boucle spinale est plus rapide mais des études ont montré que la compensation de la charge par la boucle spinale est faible. Aussi, les délais dans la boucle de rétroaction limiteraient les vitesses de mouvement contrôlables puisqu'une fois que l'information acheminée aux centres de traitement est analysée et la réponse établie, les conditions du mouvement ne sont plus les mêmes et le système est rendu dans un autre état, de sorte que la réponse (commande motrice) du système n'est plus appropriée.

Ces arguments font donc fortement pencher en faveur de l'existence de programmes moteurs préétablis et assez précis pour la réalisation de mouvements rapides du bras en boucle ouverte (Hollerbach et Flash, 1982; Plamondon, 1995a). Les expériences de Nougier et al. (1996), aux cours desquelles des sujets désafférentés étaient capables d'effectuer des mouvements d'amplitude appropriée sans aucune rétroaction visuelle ou sensitive (kinesthésique) viennent aussi confirmer que le SNC est capable de planifier et de réaliser des mouvements en boucle ouverte. Toutefois, même si plusieurs chercheurs arrivent à la conclusion que le SNC utilise une représentation abstraite quelconque, appelée programme moteur ou plan d'action, afin de planifier les mouvements exécutés en boucle ouverte, la façon dont ce programme est encodé

demeure nébuleuse. Gottlieb et al. (1995) croient même que différents individus pourraient utiliser différentes stratégies pour produire un même mouvement.

Ces différents résultats expérimentaux viennent encourager la mise au point d'un stimulateur fonctionnant en boucle ouverte et utilisant une stratégie prédéterminée qui jouerait un rôle équivalent à celui du programme moteur.

### **1.2.2 Référentiel utilisé pour encoder les programmes moteurs**

Wolpert et al. (1995) affirment que deux référentiels pourraient être utilisés par le SNC pour planifier les trajectoires : l'un exploitant des coordonnées dynamiques (basé sur la force et ses dérivées) et l'autre, des coordonnées cinématiques (basé sur la position et ses dérivées). Des modèles basés sur ces deux référentiels réussissent bien à simuler les différentes caractéristiques des mouvements humains en utilisant des méthodes de minimisation des variations du couple (*torque*) dans le premier cas et de minimisation des secousses (*jerk*) dans le second cas. Afin de déterminer le modèle le plus réaliste, Wolpert et al. (1995) ont effectué une expérience au cours de laquelle le bras du sujet était voilé par un écran. On projetait ensuite sur cet écran un carré qui suivait les mouvements de la main et le sujet effectuait alors une série de mouvements entre une cible et une destination données. À mesure que l'expérience avançait, la courbure de la trajectoire projetée sur l'écran était graduellement augmentée ou diminuée par rapport à la trajectoire réelle suivie par la main. Les auteurs désiraient ainsi déterminer le référentiel utilisé en se basant sur l'hypothèse suivante : une stratégie de planification

de la trajectoire en coordonnées cinématiques doit s'adapter à une augmentation de la courbure du mouvement tandis qu'une basée sur la dynamique ne doit pas changer, à condition que les points de départ et d'arrivée atteints par le sujet demeurent les mêmes.

Les résultats montrent que lorsque la courbure du mouvement observé est augmentée, le sujet compense en redressant partiellement la courbure du mouvement. De plus, aucune correction n'a été observée lors de la diminution de la courbure naturelle du mouvement. Les auteurs estiment que l'adaptation à une augmentation de la courbure suggère que la trajectoire est déterminée par une fonction de coût spécifiée en coordonnées cinématiques mesurée visuellement et par conséquent incompatible avec une fonction de coût purement dynamique. Cette adaptation laisse aussi supposer que la trajectoire visée par le SNC serait visuellement droite, hypothèse d'autant plus supportée par le fait qu'aucune adaptation n'a lieu lorsque la courbure du mouvement est diminuée. Jordan et al. (1994) soutiennent de plus que le chemin en ligne droite est le seul objectif poursuivi par le SNC (absence de fonction de coût) et que le profil de vitesse en forme de cloche n'est qu'une caractéristique émergente du système biomécanique et des systèmes de commande et de contrôle.

L'expérience de Wolpert et al. (1995) vient aussi appuyer le concept du programme moteur. À la fin de leur expérience, le sujet effectuait une série de mouvements en l'absence de rétroaction visuelle. Puisque les mouvements avaient conservé la

correction de courbure, il a été conclu que le planificateur de trajectoire avait mémorisé la correction. Ces auteurs déduisent aussi de ce résultat que le programme moteur a été modifié de façon inconsciente afin de corriger une erreur visuelle dans la trajectoire.

Les résultats des diverses expériences réalisées semblent donc appuyer l'utilisation par le SNC d'un référentiel cinématique lors de la planification des mouvements. Cette affirmation est aussi en accord avec l'idée voulant que l'être humain apprenne par observation. On peut reproduire un mouvement effectué par une autre personne, mais il est impossible de reproduire le même patron de force. Ces résultats viennent encourager la mise au point d'une stratégie de stimulation basée sur des performances cinématiques et non cinétiques.

### **1.2.3 Codage des déplacements en distance**

Les travaux de Nougier et al. (1996) ont montré que des patients désafférentés codaient un déplacement (amplitude de mouvement) plutôt qu'une position finale. Dans leur expérience, les sujets devaient effectuer une pronation de l'avant-bras de 20° suivie d'une supination de 20°. Dans la moitié des essais, le premier mouvement était bloqué, de sorte qu'à la fin du premier mouvement, le bras était déjà positionné à la cible du 2<sup>e</sup> mouvement. Les sujets désafférentés n'ayant aucunement conscience du blocage effectuaient tout de même le second mouvement. Les chercheurs tentèrent une autre expérience au cours de laquelle les sujets devaient effectuer une série de mouvements de pronation et de supination de l'avant-bras de distances variables. Les résultats ont

montré une erreur sur le déplacement comparable entre les sujets de contrôle et le sujet désafférenté. Toutefois, l'erreur sur la position finale était beaucoup plus grande pour le patient désafférenté que pour les sujets de contrôle. Ce résultat laisse penser que l'absence de rétroaction visuelle et sensitive entraînerait une perte de la calibration du référentiel de mouvement.

Cette donnée est appuyée par Wolpert et al. (1995) qui affirment que l'on évalue les caractéristiques cinématiques de nos mouvements tout au long de la trajectoire et non pas seulement les points de départ et d'arrivée. Ceci expliquerait, en partie du moins, que l'on puisse adapter nos programmes moteurs aux effets de la fatigue ou du vieillissement, en corrigeant en permanence l'erreur. Il devient donc évident que les perceptions spatiales jouent un rôle primordial dans la planification des mouvements.

Ces différents travaux incitent donc à croire que le SNC code les déplacements en distance plutôt qu'en position. Cette donnée vient s'ajouter à celle voulant que le SNC utilise un référentiel cinématique pour planifier les mouvements. Cette donnée pourra être utilisée afin de simplifier la stratégie de stimulation en la rendant indépendante de la position initiale des membres.

#### **1.2.4 Système de coordonnées pour la planification des mouvements**

Hollerbach et Flash (1982) supposent que le SNC aurait à sa disposition deux systèmes de coordonnées pour planifier les mouvements : le système cartésien à trois dimensions

et le système articulaire (angles de chaque articulation). Certains chercheurs, tels Virji-Babul et Cooke (1995), avancent que le système de coordonnées articulaires serait utilisé. De plus, ils croient que les programmes moteurs des mouvements multiarticulaires seraient fortement inspirés de ceux utilisés pour les mouvements uniarticulaires.

À l'opposé, Wolpert et al. (1995) remarquent que, pour une multitude de points de départ et d'arrivée de la main, on retrouve toujours des profils de vitesse en forme de cloche ainsi que des trajectoires rectilignes et ce, malgré le fait que les positions angulaires et les profils de vitesse angulaire varient beaucoup d'une condition à l'autre. De ce fait, ils mettent en doute l'utilisation d'un programme moteur utilisant les angles des articulations comme référence. Également, puisque les mouvements du bras sont souvent des tâches de pointage, Hollerbach et Flash (1982) croient qu'ils sont planifiés dans un système de coordonnées cartésiennes. Les mouvements des différents segments du bras (bras et avant-bras) sont alors commandés en fonction de l'objectif final et ne sont pas sujets à une planification explicite de leurs trajectoires individuelles.

Les conclusions des différentes recherches ne permettent pas de déterminer clairement dans quel référentiel sont planifiés les mouvements. Cette donnée a cependant peu d'impact pour un système uniarticulaire. Par contre, pour un système multiarticulaire,

un système de conversion pourrait s'avérer nécessaire pour transformer les coordonnées cartésiennes en coordonnées articulaires.

### **1.2.5 Mouvements multiarticulaires**

La commande de mouvements uniarticulaires étant déjà complexe, on se doute que celle des mouvements multiarticulaires l'est encore plus. Hollerbach et Flash (1982) affirment qu'il y a une évidence expérimentale qui montre que les couples d'interaction ne sont pas négligeables pour les mouvements impliquant deux articulations. Ils mentionnent que l'origine des couples d'interaction provient de forces inertielle, centripète et de Coriolis qui ne sont pas présentes lors de mouvements n'impliquant qu'une seule articulation. Ils ont d'ailleurs montré par des simulations que, si on enlève les couples d'interaction, le mouvement n'atteint pas la cible fixée et on observe alors des déviations spatiales et temporelles de la trajectoire suivie. Hollerbach et Flash (1982) concluent donc qu'il doit exister une stratégie compensatrice des couples d'interaction dans les mouvements multiarticulaires. De plus, ils affirment qu'il est impossible de modifier facilement le programme des couples réalisant un mouvement en ligne droite dans une direction donnée afin qu'il en effectue un autre selon un chemin différent. Cette remarque les emmène à conclure que la compensation des couples d'interaction est déjà présente dans le programme moteur, puisqu'il a été convenu que les délais de rétroaction étaient trop longs.



Cette opinion n'est pas partagée par Virji-Babul et Cooke (1995). Ces derniers ont réalisé une expérience au cours de laquelle le sujet devait effectuer un mouvement de fouet avec le coude et le poignet. Les résultats montrent que le fait de varier la distance angulaire parcourue par le coude affecte la cinématique résultante du poignet mais pas l'inverse. De plus, les moments d'activation des muscles du poignet ne présentent aucune variation tandis que les moments de début du mouvement varient en fonction de la distance parcourue par le coude. Virji-Babul et Cooke (1995) déduisent de ces résultats que SNC ne compense pas pour les couples d'interaction afin de maintenir une trajectoire identique pour le poignet. Ils affirment d'ailleurs que leurs résultats sont comparables à ceux de Karst et Hasan (1991) pour les mouvements impliquant l'épaule et le coude. En conséquence, Virji-Babul et Cooke (1995) affirment que la trajectoire suivie par les membres n'est qu'une caractéristique émergeant de la combinaison des patrons d'activation des muscles et des couples d'interaction entre les différents membres concernés.

L'option de ne pas tenir compte des couples d'interaction dans la mise au point d'une stratégie de stimulation multiarticulaire pourrait simplifier beaucoup de choses. Cependant, cette option semble mathématiquement peu plausible. Aussi, la mise au point d'une stratégie de stimulation multiarticulaire nécessiterait un approfondissement du sujet puisque les différents résultats présentés semblent contradictoires.

### **1.2.6 Réduction du nombre de degrés de liberté dans la planification des mouvements**

Le fait que, sur une infinité de trajectoires possibles, quelques-unes seulement sont utilisées et possèdent des caractéristiques invariantes suggère qu'une sélection est faite dans le répertoire des trajectoires possibles (Wolpert et al., 1995). Une façon de faire cette sélection consiste à ajouter des contraintes à la tâche, ce qui réduit du même coup le nombre de degrés de liberté.

Avant de regarder les stratégies hypothétiquement utilisées par le SNC pour réduire le nombre de degrés de liberté, survolons une série de caractéristiques rapportées par Gielen et al. (1985) pour des mouvements exécutés dans différentes conditions. La première catégorie décrit des mouvements de durée constante et de distances variables. Pour ce type de mouvement, les profils de vitesse et d'accélération ont tous la même allure. De plus, après une mise à l'échelle en amplitude, ces profils semblent parfaitement superposables. Les patrons d'électromyogramme (ÉMG) de la première activité agoniste semblent aussi suivre cette règle de superposition après une mise à l'échelle en utilisant le même facteur que pour l'accélération. Aussi, la durée de la première activité agoniste semble demeurer constante. L'activité antagoniste semble toujours commencer au même moment, peu importe la distance parcourue, et sa durée ainsi que son amplitude augmentent avec la distance. Finalement, l'ajout d'une charge ne semble pas avoir d'effet sur les profils de vitesse et d'accélération. Par contre, on

remarque une augmentation de la durée de l'activité de l'ÉMG agoniste et antagoniste accompagnée d'une augmentation marquée de l'amplitude de l'agoniste.

La deuxième catégorie concerne les mouvements de distance constante et de durée variable. Dans ce cas, le temps pour atteindre l'accélération maximale demeure à peu près constant. De plus, la largeur et l'amplitude de la première activité agoniste augmentent avec la vitesse. La durée d'activation de l'antagoniste diminue avec la vitesse tandis que son amplitude augmente. Toutefois, après une mise à l'échelle dans le temps, on remarque que les moments d'activation du groupe antagoniste semblent se superposer assez bien ce qui n'est pas le cas des amplitudes. Finalement, la présence de charge n'affecte pas les conclusions énoncées précédemment.

À partir de ces observations et de celles d'autres chercheurs, il est possible de mettre en évidence les approches utilisées par le SNC pour réduire le nombre de degrés de liberté dans la planification des mouvements. À partir d'expériences effectuées dans des conditions isométriques, Gordon et Ghez (1987) arrivent à la conclusion que l'humain utiliserait une stratégie de commande en amplitude et avec un temps de montée pratiquement constant et variant entre 80 ms et 100 ms selon le niveau de précision demandé. Dans ce cas, la variable commandée par le SNC serait le taux de montée de la force. De plus, ils ajoutent que les temps d'activation des muscles agoniste et antagoniste sont très corrélés aux temps de montée de la force mais pas à l'amplitude de la force, ce qui laisse croire que le contrôle de la force produite n'est pas fait selon

une stratégie de modulation de la largeur des impulsions. Une expérience effectuée par Freund et Büdingen (1978) a permis de démontrer que la vitesse maximale de contraction d'un muscle n'était pas limitée par sa mécanique mais plutôt par le SNC. Ils rapportent que, dans des conditions isométriques, le taux de montée de la force augmente de façon linéaire en fonction du niveau de force à atteindre. La même observation est faite pour des mouvements effectués en conditions isotoniques. Dans ce cas, c'est la vitesse maximale atteinte qui varie proportionnellement à la distance à parcourir, observation aussi appuyée par Virji-Babul et Cooke (1995). Aussi, le temps de montée rapporté est de 90 ms, ce qui concorde avec les mesures de Gordon et Ghez (1987). Quoique les expériences furent effectuées sur des muscles de la main et de l'avant-bras, des mesures effectuées sur les muscles du mollet ont permis de constater une vitesse de contraction similaire. Il a aussi été observé qu'en imposant un niveau de contraction initial non nul au sujet, on observait les mêmes vitesses de contraction pour une même variation de force dans des conditions isométriques.

Les trois groupes de chercheurs suggèrent que ce type de contrôle est rendu nécessaire afin d'assurer la coordination entre les différents muscles formant une synergie, ces derniers pouvant être contractés selon des niveaux d'intensité différents mais de façon coordonnée. Cette politique de commande pourrait être utilisée afin de réduire le nombre de degrés de liberté en jeu lors de la planification et la réalisation de mouvements.

Dans le même ordre d'idée, Gielen et al. (1985) ont considéré que l'intégrale de l'ÉMG sur la durée d'activation d'un muscle pouvait être utilisée comme mesure de la contribution de ce muscle au mouvement (équation 1.1).

$$\text{Contribution du muscle} \propto \int_{t_0}^{t_1} \text{ÉMG}(t) dt \quad (1.1)$$

Une courbe de la vitesse maximale en fonction de l'intégrale de l'ÉMG des muscles agonistes donnait pour des vitesses élevées une droite ne passant pas par l'origine tandis que pour les antagonistes, la relation semblait plutôt exponentielle. Il est intéressant de noter que la contribution des divers muscles semble conserver les mêmes proportions pour les différentes vitesses de mouvement. Gielen et al. (1985) remarquent aussi que, lorsque l'on inverse la direction du mouvement, les rôles des muscles sont inversés de même que leur comportement. C'est donc le rôle du muscle qui affecte son comportement, et non sa physiologie. Il est supposé que comportement non-linéaire de l'antagoniste est causé par la non-linéarité du muscle qui se contracte dans une situation d'élongation (effort excentrique).

Les résultats de Gordon et Ghez (1987) et de Freund et Büdingen (1978) sont en contradiction avec les affirmations de Cooke et Brown (1994). Ces derniers proposent plutôt que le SNC spécifie la durée d'activation des muscles agonistes afin de définir certaines caractéristiques cinématiques du mouvement. Cette hypothèse est nuancée par Gottlieb et al. (1995) qui affirment que la durée et l'amplitude d'activation du

groupe agoniste sont influencées par la distance à parcourir ainsi que par la charge à déplacer. Ils affirment aussi que la cinématique résultante est une conséquence de la commande nerveuse qui définit les patrons d'activation des muscles et que la corrélation entre la cinématique du mouvement et les patrons d'ÉMG n'est qu'une conséquence des relations existantes entre les forces et le mouvement. De plus, ils suggèrent que le moment d'activation du groupe antagoniste est d'autant retardé que la durée de l'activation du groupe agoniste est prolongée.

Toujours dans le même ordre d'idée, Virji-Babul et Cooke (1995) suggèrent que l'amplitude et le moment d'activation des muscles sont affectés par la direction du mouvement ainsi que par la position initiale des membres. Cette suggestion est d'ailleurs supportée par la thèse de Gabriel (1995).

D'autres suggestions permettant de diminuer le nombre de degrés de liberté sont proposées par Hollerbach et Flash (1982). Tout d'abord, ils mentionnent qu'il semble y avoir une relation liant les variations de vitesse d'exécution des mouvements à l'amplitude des couples par un facteur au carré. Ce phénomène est en accord avec les lois de la physique newtonienne selon lesquelles une division de la vitesse par un facteur  $x$  entraîne une augmentation de la durée du mouvement d'un même facteur  $x$ . De ce fait, l'accélération du mouvement se trouve divisée par un facteur  $x^2$  et les couples aussi. Une autre stratégie simplificatrice proposée veut que, lors d'un mouvement, on additionne le couple nécessaire à la réalisation du mouvement à celui

nécessaire pour contrer la gravité; de cette manière, le programme moteur n'a qu'à mémoriser les patrons d'activation nécessaires à la réalisation d'un mouvement donné, peu importe sa direction par rapport à la gravité. Par la suite, concernant les mouvements multiarticulaires, Hollerbach et Flash (1982) affirment que l'importance des couples d'interaction dus à la vitesse par rapport aux couples dus à l'inertie ne varient pas avec la vitesse du mouvement. Cette invariante, due à une propriété de la mise à l'échelle du temps, suggère une stratégie simplificatrice pour la compensation dynamique. De plus, ils ont observé que le profil du couple nécessaire à l'exécution d'un mouvement était similaire peu importe la vitesse du mouvement. Cette observation permet d'ajouter à la généralité du concept du programme moteur en ne faisant que mémoriser des profils normalisés, la mise à l'échelle étant faite lors de l'action.

Il est intéressant de retenir que le SNC semble commander le taux de montée de la force tout en conservant un temps de montée à peu près constant, et ce pour une grande variété de mouvements et indépendamment des groupes de muscles mis en jeu. Ce type de contrôle pourrait faciliter la coordination entre les divers groupes de muscles impliqués dans des mouvements et, par le fait même, simplifier la mise au point éventuelle d'une stratégie de stimulation multiarticulaire.

### 1.2.7 Modèle delta-lognormal

Plusieurs groupes de chercheurs ont développé différents modèles décrivant les principes utilisés par le SNC pour planifier les mouvements à exécuter. On peut par exemple penser au modèle du point d'équilibre, aussi appelé modèle lambda, mis au point par Feldman (1986). Les différentes versions de ce modèle ne fournissent cependant pas de liens directs entre les caractéristiques cinématiques désirées et les paramètres de stimulation des muscles, ce qui le rend moins intéressant pour l'application concernée ici. De plus, les divers groupes de recherche travaillant sur ce modèle sont loin de s'entendre sur un modèle unique, ce qui rend son utilisation délicate.

Un modèle pour la génération des mouvements rapides mieux approprié aux objectifs poursuivis ici a été proposé par Plamondon (1995a, 1995b, 1998). Le modèle est basé sur les propriétés de la convolution d'un grand nombre de fonctions positives et repose sur l'hypothèse voulant que la réponse impulsionnelle globale d'une synergie constituée de différents réseaux neuromusculaires suive une loi lognormale. Cette hypothèse est d'ailleurs soutenue par le travail de Warmoes (1995). Le modèle suggéré consiste donc à regrouper les systèmes neuromusculaires utilisés pour effectuer un mouvement en deux sous-systèmes antagonistes (figure 1.1), l'un agoniste, l'autre antagoniste, de réponses impulsionnelles  $H_1(t)$  et  $H_2(t)$  décrites dans l'équation 1.2.



$$H_i(t - t_{0_i}) = \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi}(t - t_{0_i})} \exp - \left\{ \frac{[\ln(t - t_{0_i}) - \mu_i]^2}{2\sigma_i^2} \right\} \quad (1.2)$$

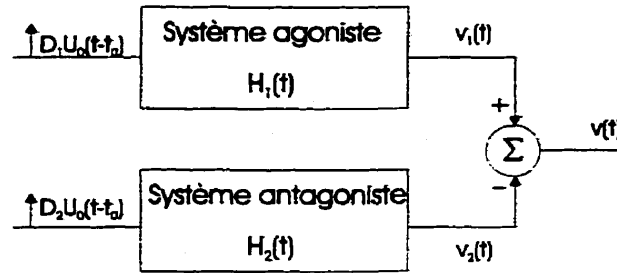


Figure 1.1 Modèle delta-lognormal

La réponse de chaque sous-système représentant sa contribution à la vitesse du mouvement effectué, la réponse du système complet est donnée par la différence entre la réponse du système agoniste et du système antagoniste.

$$v = D_1 H_1(t - t_0) - D_2 H_2(t - t_0) \quad (1.3)$$

Dans ce modèle, les paramètres  $\mu_1$ ,  $\mu_2$ ,  $\sigma_1$  et  $\sigma_2$  représentent l'état des systèmes neuromusculaires agonistes et antagonistes. Une fois ces paramètres fixés, le SNC pourrait alors moduler le niveau de recrutement des deux sous-systèmes en utilisant les paramètres  $D_1$  et  $D_2$ . Cette stratégie permettrait de modifier facilement la distance parcourue ( $D$ ) grâce à la relation :

$$D \approx D_1 - D_2 \quad (1.4)$$

De plus, la durée du mouvement (MT) est aussi reliée, dans sa forme la plus simple, au ratio des valeurs de  $D_1$  et  $D_2$  de la façon suivante :

$$MT = K \left( \frac{D_1}{D_2} \right)^\alpha \quad (1.5)$$

Ainsi, selon ce modèle, un programme moteur n'aurait qu'à mémoriser ou à modifier, selon certaines règles préétablies, les valeurs de  $D_1$  et de  $D_2$  afin de produire un mouvement donné.

Les résultats de simulations présentés par Plamondon (1995a) montrent un excellent appariement de l'équation 1.3 avec des courbes de vitesses obtenues expérimentalement par d'autres chercheurs. De plus, ce modèle arrive à générer les profils de vitesse en forme de cloche ainsi que les asymétries et les pointes de vitesse secondaires. Il propose aussi une explication autre que la correction de la trajectoire pour expliquer l'origine des oscillations présentes lors de mouvements rapides. Finalement, ce modèle évite les calculs complexes de minimisation du couple ou de minimisation des secousses nécessaires, entre autres, pour les modèles de Wolpert et al. (1995).

Les récents travaux de Plamondon (1998) suggèrent aussi une explication aux similitudes observées entre le comportement de la force lors de mouvements isométriques et celui de la vitesse lors de mouvements isotoniques. Selon ses travaux,

le dénominateur commun entre les deux conditions serait l'énergie fournie par le système musculaire en jeu. Il affirme que pour une même libération d'énergie en fonction du temps, le profil des forces en conditions isométriques devrait être proportionnel au profil de la vitesse dans des conditions isotoniques. Cette nouvelle approche apporte aussi une explication sur les différences observées entre les patrons de force des mouvements isotoniques et ceux des mouvements isométriques.

### **1.3 Contraction et modélisation musculaire**

Le muscle étant à la base de tout mouvement, il est important d'avoir une idée de son fonctionnement afin de mieux comprendre les différents modèles proposés ici et au chapitre II.

Un muscle est constitué de plusieurs fibres musculaires (figure 1.2). Ces dernières se regroupent pour former des unités motrices qui, par définition, sont des groupes de fibres musculaires innervées par un seul motoneurone (Dupuis et Leclaire, 1991). L'unité motrice est donc la plus petite unité commandable d'un muscle et elle peut compter de 3 à 2000 fibres musculaires. Plus une unité motrice compte de fibres musculaires, plus son motoneurone associé est gros, plus elle peut générer une force élevée et moins le mouvement engendré par la contraction de cette unité motrice est précis. De plus, la contraction d'une unité motrice est de type tout/rien. Une unité motrice est donc active (en contraction) ou au repos.

Lors de la contraction d'un muscle, les petites unités motrices sont recrutées d'abord. Lorsque la force nécessaire augmente, la fréquence d'activation des petites unités motrices est augmentée pour compenser. Si ce mécanisme ne suffit pas, on assiste alors au recrutement des unités motrices plus grosses, et ainsi de suite, jusqu'à l'obtention du niveau de force désiré.

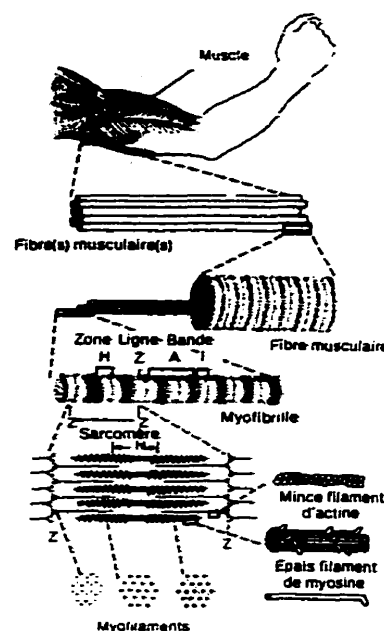


Figure 1.2 Structure microscopique du muscle squelettique. Tirée de Vander et al. (1976).

Pour comprendre le mécanisme de la contraction musculaire (figures 1.3 à 1.5), il faut analyser la structure d'une fibre musculaire.

Cette dernière (Vander et al., 1989) est constituée d'une multitude de petites fibres parallèles appelées myofibrilles, qui sont elles-mêmes composées de myofilaments. Les myofilaments se composent principalement de deux protéines, l'actine et la myosine et sont divisés longitudinalement en petites unités appelées sarcomères. Sur les figures 1.2 et 1.4, les sarcomères sont séparés par les bandes Z. À l'intérieur d'un sarcomère, dans la région où les filaments d'actine et de myosine se recouvrent, de petits filaments de myosine s'étendent vers les filaments d'actine et forment les ponts transversaux (figures 1.3 et 1.5). Lors de la contraction musculaire, ces ponts s'attachent aux filaments d'actine et les tirent (figure 1.3). Le mécanisme permettant d'initier la contraction musculaire est

la libération d'ions de calcium dans le muscle. Lorsque le calcium est libéré dans le muscle, les sites d'attache des ponts, composés de protéines de troponine et situés sur les filaments d'actines, sont activés (figure 1.5) et la réaction suivante se produit (Dupuis et Leclaire, 1991):

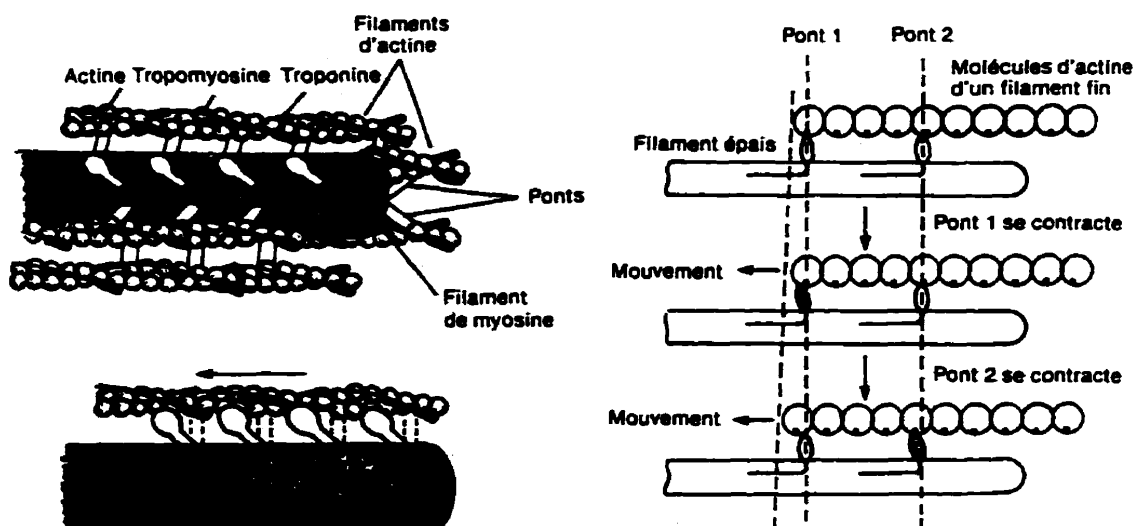
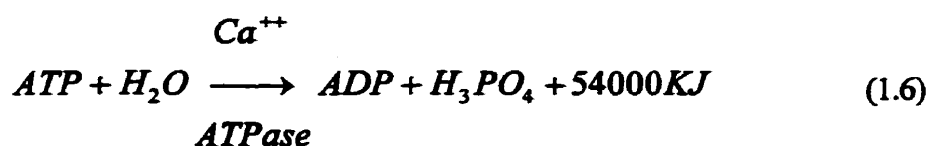


Figure 1.3 Position relative des filaments d'actine et de myosine au cours du mouvement oscillatoire des ponts. L'action de chaque pont déplace légèrement le myofilament. Tirée de McArdle et al. (1989).

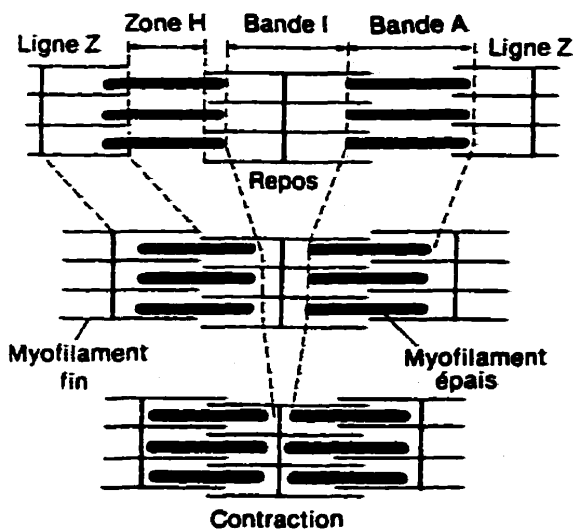


Figure 1.4 Disposition des filaments d'actine et de myosine au repos et lors de la contraction. Tirée de McArdle et al. (1989).

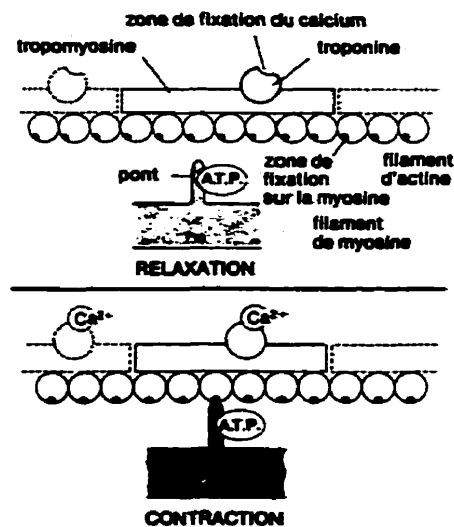


Figure 1.5 Interaction entre les filaments d'actine, de myosine, le calcium et l'ATP d'un muscle relâché et en contraction. Tirée de Vander et al. (1976).

Afin de modéliser le comportement du système musculaire, de nombreux modèles de muscles furent développés. Le modèle proposé par Hill (1938), illustré à la figure 1.6, est l'un des plus employés, principalement pour sa simplicité et malgré le fait qu'il comporte certaines limitations. Le modèle qu'il propose se compose d'un élément contractile (EC), d'un élément élastique parallèle (EP) et d'un élément élastique (ES) placé en série avec l'élément contractile. De plus, certains chercheurs, tels Durfee et Palmer (1994), ajoutent au modèle des éléments à résistance visqueuse. Les éléments élastiques et visqueux sont surtout utilisés pour modéliser les caractéristiques passives du muscle tandis que l'élément contractile représente le comportement dynamique du muscle et peut prendre plusieurs formes selon les caractéristiques que l'on désire mettre

en évidence. Ainsi, il pourra varier du simple générateur de force jusqu'à un modèle plus complexe intégrant les comportements non-linéaires du muscle tels les relations force-vitesse et force-longueur. Les versions modifiées et améliorées du modèle de Hill qui ont été utilisées pour réaliser les diverses simulations de cette recherche sont présentées plus en détail au chapitre II.

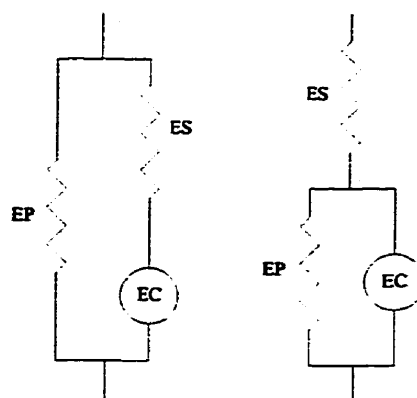


Figure 1.6 Modèles de muscle proposés par Hill

#### 1.4 Stimulation électrique neuromusculaire

Étant donné que cette recherche a pour but d'établir les bases nécessaires à la réalisation d'un stimulateur, il est important d'étudier les possibilités et les limites de la stimulation électrique. Tel que mentionné dans l'introduction, la stimulation électrique fonctionnelle (SÉF) peut être utilisée afin de rétablir partiellement différentes fonctions sensibles, viscérales ou motrices. L'implant visuel est un bel exemple de récupération

de fonctions sensibles (Boyer et Sawan, 1995). Ce dernier est conçu pour stimuler directement le cortex visuel à l'aide d'une matrice d'électrodes placée directement sur la surface du cerveau du patient. Ce système est toutefois au stade de la recherche et il est loin d'être commercialisé. Dans des domaines moins spectaculaires mais tout aussi importants, on peut mentionner le stimulateur vésical (Robin, 1998; Sawan et al., 1993) comme exemple de récupération partielle de fonctions viscérales. Ce stimulateur est utilisé afin de contrer les problèmes de rétention urinaire chez les patients paralysés. Finalement, dans le domaine de la stimulation motrice, on peut mentionner à titre d'exemple la prothèse d'extension du coude (Crago et al., 1998). Cette dernière est utilisée afin de produire une extension du coude chez les patients atteints de paralysie partielle au niveau des bras. On ne peut non plus passer sous silence l'existence du «freehand system», issu d'une collaboration entre l'Université de Case Western Reserve et l'entreprise NeuroControl Corporation de Cleveland. Le système qu'ils ont mis au point permet deux différents types de préhension et est approuvé et commercialisé depuis 1996. Mentionnons finalement que de nombreux travaux sont en cours afin de mettre au point des systèmes qui permettront une locomotion autonome de personnes paraplégiques. Évidemment, plusieurs autres applications de la SÉF existent, mais la description de celles-ci n'est pas le but du présent mémoire.

Le principe de fonctionnement de la SÉF est simple. Il tire profit du fait que les commandes émises normalement par le SNC se propagent à travers les nerfs par des



impulsions électriques. Lors de lésions de la moelle épinière, les commandes transmises par le SNC ne peuvent plus atteindre les nerfs périphériques. La stimulation neuromusculaire fonctionnelle (SNF) consiste alors à activer artificiellement les nerfs désormais inutilisables par le SNC à l'aide d'impulsions électriques. Les impulsions générées artificiellement se propageront alors jusqu'aux muscles innervés par les nerfs stimulés, comme si les signaux provenaient du SNC.

Si le principe de la SNF est simple, son application est plus compliquée. D'un point de vue chirurgical, il n'est pas toujours facile d'aller positionner correctement les électrodes sur les nerfs. De plus, un contact trop lâche donnera des résultats de stimulation médiocres et instables tandis qu'un contact trop serré risque d'entraîner une réaction inflammatoire du nerf.

Une fois l'électrode en place, on peut commencer à stimuler le nerf et par conséquent le muscle associé. La stimulation du nerf se fait généralement à l'aide d'une impulsion carrée positive suivie d'une autre négative. Suite à l'impulsion, on laisse au nerf le temps de se repolariser puis on peut le stimuler à nouveau. Si la fréquence de stimulation est plus élevée que la vitesse de repolarisation du nerf, on assiste alors à une période de réfraction au cours de laquelle le nerf cesse de conduire les impulsions électriques. Notons que des formes d'onde autre que carrée sont parfois utilisées, avec des résultats similaires. Enfin, notons que, plus que la forme d'onde utilisée, il est

capital de veiller à ce que la stimulation soit équilibrée afin de limiter l'accumulation nocive de charges dans le nerf (Scheiner et Mortimer, 1990).

La force produite par le muscle stimulé dépendra des caractéristiques de la stimulation. Une fréquence de stimulation élevée aura pour effet de générer une force plus élevée, quoique la relation liant la force à la fréquence ne soit pas linéaire. Une autre façon de modifier le niveau de force obtenu consiste à recruter un plus grand nombre d'unités motrices en faisant varier la quantité de charges injectées dans le nerf. Plus la quantité de charge injectée sera grande, plus la force produite sera élevée. L'augmentation du nombre de charges injectées peut être fait en augmentant la durée ou l'amplitude des impulsions de courant utilisées pour effectuer la stimulation. Allin et Inbar (1986) recommandaient une densité de charge par impulsion variant entre 20 et 100  $\mu\text{C}/\text{cm}^2$  et des impulsions de durée inférieure ou égale à 50  $\mu\text{s}$  pour une stimulation de surface. Ceci nous donne donc une densité de courant variant entre 400 mA et 2 A / $\text{cm}^2$ . Pour une stimulation neurale, les courants utilisés sont normalement de l'ordre de quelques milliampères, tandis que pour les cas de stimulation intrafasciculaire ils peuvent atteindre quelques centaines de micro-ampères (Mortimer et al., 1995).

Finalement, ajoutons que lors de la stimulation d'un tronc nerveux, les plus gros nerfs, liés aux plus grosses unités motrices, sont recrutés d'abord. L'augmentation du nombre de charges injectées nous permet donc de recruter des unités motrices de plus en plus petites. Toutefois, cet ordre de recrutement est inversé par rapport à celle d'un humain

normal et entraîne certains problèmes. Les grosses unités motrices sont plus fortes, mais elles se fatiguent plus rapidement et offrent un niveau de précision moins bon que celui fourni par les petites unités motrices. Afin de corriger la situation il est possible de stimuler le nerf avec deux signaux (Baratta et Solomonow, 1990; Solomonow, 1984). Le premier signal, de haute fréquence et de faible quantité de charge, est utilisé pour inhiber les plus grosses fibres tandis que le second, de basse fréquence et à plus forte quantité de charge, est utilisé pour activer les plus petites fibres qui ne sont pas inhibées par le signal à haute fréquence. Pour augmenter le niveau de recrutement, on diminue l'amplitude du signal à haute fréquence afin de diminuer le nombre de nerfs inhibés.

### **1.5 Conclusion**

Bien qu'un grand nombre de groupes de recherche travaillent sur les différents domaines concernés par le développement d'un stimulateur neuromusculaire moteur, on constate que le niveau de compréhension complet est loin d'être atteint. Ceci est particulièrement vrai pour le domaine de la modélisation des mouvements et pour la compréhension des stratégies utilisées par le SNC pour planifier les patrons d'activation nécessaires à la réalisation des mouvements. Toutefois, les niveaux de connaissances atteints sont suffisants pour permettre l'ébauche d'une stratégie de stimulation simple pour les muscles du bras.

L'ensemble des observations et des résultats expérimentaux présentés dans ce chapitre suggère qu'une stratégie reliant les paramètres de stimulation aux caractéristiques cinématiques du mouvement serait appropriée. Plus particulièrement, étant donné le codage des déplacements en distance, il semble qu'il serait possible de relier directement les paramètres de stimulation à la distance parcourue. De plus, le développement d'une stratégie de stimulation en boucle ouverte est appuyé par les données démontrant que le SNC ne semble pas nécessiter de rétroaction pour réaliser des mouvements rapides et de précision relative. Finalement, le fait que le temps de montée de la force semble demeurer constant pour une variété de mouvements suggère une façon de simplifier la stratégie de stimulation.

## **CHAPITRE II**

### **MODÉLISATION MUSCULAIRE ET SIMULATION D'UN MUSCLE SEUL**

#### **2.1 Introduction**

La revue de littérature suggère différentes pistes à explorer afin de mettre au point une stratégie de stimulation artificielle. Le fait que les mouvements semblent être planifiés dans un contexte cinématique encourage le développement d'une stratégie de stimulation dont les paramètres sont liés à la cinématique du muscle stimulé et non à sa dynamique. De plus, le fait que les mouvements rapides semblent être exécutés sans rétroaction motrice suggère la mise au point d'une stratégie en boucle ouverte. Finalement, la proposition voulant que les mouvements soient codés en déplacement plutôt qu'en position autorise une généralisation de la stratégie de stimulation en permettant de faire abstraction de la position initiale du membre et en ne considérant que le déplacement à effectuer.

Le chapitre qui suit présente deux modèles de muscles qui ont été utilisés pour effectuer diverses simulations. Par la suite, des résultats de simulation sont présentés et analysés afin de mettre en évidence les relations existant entre les paramètres de stimulation et la cinématique du muscle. Finalement, la réponse cinématique du muscle est analysée à partir du modèle lognormal de Plamondon (1995a, 1995b, 1998).

## **2.2 Modélisation des muscles**

Afin de pouvoir vérifier le comportement d'un système neuromusculaire face à diverses stimulations, deux modèles de muscles ont été programmés et simulés à l'aide de l'outil Simulink™ de Matlab™. Le premier modèle, mis au point par Wexler et al. (1997), permet de simuler le comportement d'un muscle en conditions isométriques. Ce dernier modèle a été préféré à plusieurs autres (Bernotas et al., 1986; Bobet et al., 1993; Dorgan et O'Malley, 1997) pour sa capacité à bien simuler le comportement du muscle dans un grand éventail de fréquences de stimulation et aussi pour sa simplicité. Le second modèle a été développé par Durfee et Palmer (1994) et permet d'étudier le comportement du muscle dans des conditions isotoniques. Le modèle prédit la force générée par le muscle avec une précision acceptable et ce pour une grande variété de longueur de muscle et de vitesse de contraction. Le modèle de Shue et al. (1995) avait aussi été considéré. Toutefois, ce dernier semblait plus approprié à la conception d'une stratégie de stimulation en boucle fermée et n'a donc pas été retenu.

### **2.2.1 Modèle de muscle isométrique**

Le modèle de muscle isométrique proposé par Wexler et al. (1997), décrit plus en détail à l'annexe A, a été conçu de façon à modéliser aussi bien des muscles rapides que des muscles lents. Le modèle est principalement composé de trois équations différentielles du premier ordre couplées entre elles et inspirées des mécanismes physiologiques mis en jeu lors de la contraction musculaire. La première équation

modélise les échanges d'ions calcium entre le réticulum sarcoplasmique (réservoir de calcium) et le sarcoplasme (intérieur de la fibre musculaire). La seconde équation représente les mécanismes de fixation et de détachement des ions de calcium sur les protéines de troponine. Finalement, la troisième équation modélise la mécanique des ponts transversaux présents entre les filaments d'actine et de myosine en plus d'intégrer les comportements élastiques et visqueux du muscle. C'est à partir de cette dernière équation que l'on pourra évaluer la force produite par le muscle.

Wexler et al. (1997) ont comparé des simulations avec des résultats expérimentaux obtenus avec les muscles gastrocnémien (muscle rapide) et soléaire (muscle lent) isolés de rats. Les résultats obtenus montrent un très bon appariement entre les simulations et les résultats expérimentaux. À titre d'exemple, les coefficients de corrélations obtenus entre les données expérimentales et les simulations pour le muscle soléaire étaient : 0.9799 pour l'intégrale de la force dans le temps, 0.9857 pour la force maximale générée et 0.9993 pour le moment d'occurrence de la force maximale. Il est toutefois important de mentionner que les prédictions du modèle sont moins bonnes pour des durées de stimulation dépassant 200 ms. Cette limitation ne devrait cependant poser aucun problème puisque la durée de contraction des muscles semble avoisiner les 100 ms lors de l'exécution de mouvements rapides.

### **2.2.2 Modèle de muscle isotonique**

Le modèle de muscle isotonique utilisé a été développé par Durfee et Palmer (1994) (voir annexe B pour plus de détails). Ces chercheurs se sont concentrés sur la mise au point d'un modèle utilisable dans la région d'opération normale du muscle, sans toutefois considérer les cas extrêmes. Ceci leur a permis de développer un modèle efficace, fonctionnel et approprié aux situations de SÉF. Le modèle qu'ils proposent se divise en deux parties : une simulant le comportement de l'élément contractile et l'autre les propriétés passives du muscle. La portion modélisant les propriétés passives du muscle a été enlevée des simulations présentées dans ce mémoire. Cette modification au modèle original a été faite dans le but d'avoir un muscle ne générant aucune force dans des conditions de repos (sans stimulation). Cette omission n'a toutefois que peu d'impact sur le comportement général du muscle puisque la composante de la force passive due à la vitesse est inférieure à 0.5 N (moins de 1% de la force totale) et celle due à la longueur ne dépasse pas 3 N (moins de 5% de la force totale) lorsque le muscle est étiré au maximum et diminue très rapidement pour devenir presque nulle dès que le muscle se raccourcit un peu. Dans le modèle de l'élément contractile, la courbe de recrutement isométrique (CRI) a aussi été omise. Toutefois, cette modification est sans conséquences puisque la CRI est utilisée afin de varier le niveau de recrutement du muscle en fonction de l'amplitude des stimuli, paramètre qui demeure constant pour toutes les simulations présentées dans ce mémoire.



Suite à ces modifications, on obtient un modèle de l'élément contractile qui se compose de trois éléments. Tout d'abord, il y a les dynamiques d'activation du muscle qui sont modélisées par la fonction de transfert suivante :

$$h(t) = te^{-t/\lambda} \quad (2.1)$$

où  $\lambda$  est la constante de temps du système et a pour valeur le temps nécessaire pour atteindre la force maximale pour une entrée impulsionnelle. Viennent ensuite les relations force-longueur et force-vitesse de l'élément contractile qui sont modélisées à l'aide de tables de correspondance (*look up table*). La force générée par le muscle est obtenue par le produit des sorties de ces trois éléments qui est ensuite elle-même amplifiée afin d'obtenir une force de valeur réaliste.

Il est important de mentionner que le modèle de Durfee et Palmer (1994) n'est valide que pour des vitesses de contraction du muscle inférieures à 40 mm/s et des élancements comprises entre 4 mm et 14 mm.

### 2.3 Simulation d'un muscle dans des conditions isométriques

La seule sortie d'intérêt fournie par le modèle de muscle isométrique est la force qu'il génère. Cependant, nous sommes intéressés à déterminer les relations liant les paramètres de stimulation au comportement cinématique du système musculaire. Pour pallier à ce problème, nous considérerons, comme l'a démontré Plamondon (1998)

(voir annexe C pour plus de détails), que la force produite par le muscle dans des conditions isométriques est proportionnelle à la vitesse qui aurait été produite avec une même stimulation mais dans des conditions isotoniques (vitesse virtuelle). De la même manière, l'élongation et l'accélération du muscle seront respectivement calculées à partir de l'intégrale et de la dérivée de sa vitesse virtuelle de contraction.

## **2.4 Simulation d'un muscle dans des conditions isotoniques**

La simulation d'un seul muscle dans des conditions isotoniques est plus complexe que pour des conditions isométriques. Dans les conditions isométriques, la sortie d'intérêt est la force produite par le muscle. Or, cette force n'est présente que pour une durée finie et dépendante de la durée de stimulation. Pour le muscle en conditions isotoniques, la mesure d'intérêt est la vitesse de raccourcissement du muscle. À l'arrêt de la stimulation, la vitesse de contraction aura atteint une valeur maximale qui demeurera constante tant qu'aucune autre force ne viendra perturber le système. L'utilisation d'une résistance externe est donc nécessaire pour mettre fin au mouvement. Normalement, cette résistance externe provient principalement du groupe de muscles antagonistes. Toutefois, l'utilisation d'un muscle antagoniste comme résistance implique la gestion de plusieurs paramètres de stimulation supplémentaires. Pour cette raison, ce cas sera traité au cours du chapitre III. Afin de remplacer l'action des antagonistes, différentes options sont possibles. L'application d'un frottement visqueux (proportionnel à la vitesse) semble une solution intéressante puisque la

résistance appliquée est lisse, continue et disparaît d'elle-même lors de la fin du mouvement. D'un autre point de vue, les travaux de Lehman et Lum (1993) avancent plutôt que la résistance produite par le groupe de muscles antagonistes est de type élastique (proportionnelle à la position). Puisque les deux solutions sont intéressantes, deux simulations distinctes seront effectuées : l'une avec résistance visqueuse et l'autre avec résistance élastique. Afin de simuler approximativement le comportement d'un muscle antagoniste, la résistance élastique sera appliquée après un délai égal à une période de stimulation suite à la dernière impulsion de stimulation. Des simulations ont montré que le délai d'activation de la résistance élastique avait peu de conséquence sur l'allure des résultats, en autant qu'il demeure de l'ordre de quelques périodes de stimulation.

## **2.5 Paramètres de stimulation des muscles**

Dans les applications de SÉF, plusieurs paramètres de stimulation différents sont à considérer. Les paramètres les plus courants pour une forme d'onde carrée sont : la durée des impulsions ( $d$ ), l'amplitude des impulsions ( $A$ ) et la fréquence de stimulation. La durée et l'amplitude des impulsions influencent principalement le niveau de recrutement du muscle stimulé. Ces deux paramètres ne seront pas utilisés dans le présent mémoire et les simulations nécessitant de faire varier le niveau de recrutement du muscle seront réalisées en multipliant la force générée par le facteur de recrutement désiré. Le paramètre de fréquence de stimulation ne sera pas non plus

utilisé directement. Il sera plutôt remplacé par une combinaison de deux autres paramètres : la durée de la stimulation (T) et le nombre d'impulsions. La fréquence de stimulation résultante est alors donnée par l'équation :

$$\text{fréquence} = \frac{\text{nombre d'impulsions} - 1}{\text{durée de stimulation}} \quad (2.2)$$

Le choix de la durée de stimulation comme paramètre est justifié par les observations qui ont démontré que la durée d'activation des muscles agonistes semblaient demeurer constante, peu importe la vitesse du mouvement ou la distance parcourue (Gordon et Ghez, 1987; Gielen et al. 1985). Le choix du nombre d'impulsions de stimulation peut, quant à lui, sembler un peu particulier. Toutefois, comme la durée de stimulation est courte (environ 60 ms à 100 ms), le nombre d'impulsions envoyées est faible et une impulsion de plus ou de moins peut avoir un impact non négligeable. La figure 2.1 illustre les paramètres de stimulation utilisés.

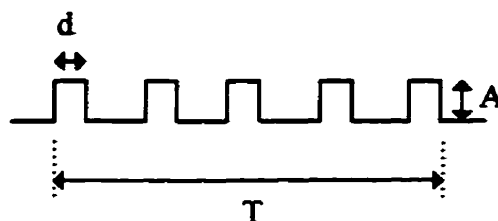


Figure 2.1 Paramètres de stimulation

Un autre avantage du nombre d'impulsions est qu'il semble être un critère plus direct et plus facile à traiter pour un stimulateur. Soulignons que ce paramètre n'est généralement pas utilisé par les chercheurs. À la lumière des articles consultés, seul Wexler et al. (1997) ont considéré ce facteur dans la mise au point de leur modèle de muscle. Toutefois, le nombre d'impulsions de stimulation ne semble pas être un paramètre utilisé directement dans les applications recensées. Dans les applications de commande en boucle fermée, ce paramètre est en constante évolution et sous le contrôle de l'unité de commande, tandis que dans les autres situations, le muscle est stimulé de façon constante sur de longues périodes de temps.

## **2.6 Analyse des résultats de simulation**

Afin de mettre en évidence les différentes caractéristiques du système neuromusculaire et déterminer la stratégie de stimulation la plus appropriée, plusieurs simulations ont été effectuées et les résultats d'intérêts sont présentés ici. Les comportements du muscle pour des conditions isométriques et des conditions isotoniques sont comparés. Par la suite, une analyse des effets des paramètres de stimulation sur les caractéristiques cinématiques du mouvement est exposée.

### **2.6.1 Profils de vitesse de la contraction musculaire**

La figure 2.2 présente des résultats normalisés de simulations effectuées avec les modèles de muscles en mode isotonique et isométrique. La légère différence entre les

deux courbes peut s'expliquer, entre autres, par le fait que les paramètres des deux modèles de muscles ne proviennent pas du même muscle. Toutefois, il est visuellement évident que les deux modèles donnent des résultats de même allure. Ceci vient renforcer la suggestion de Plamondon (1998) voulant que la force produite par un muscle dans des conditions isométriques est proportionnelle à la vitesse de contraction de ce même muscle dans des conditions isotoniques.

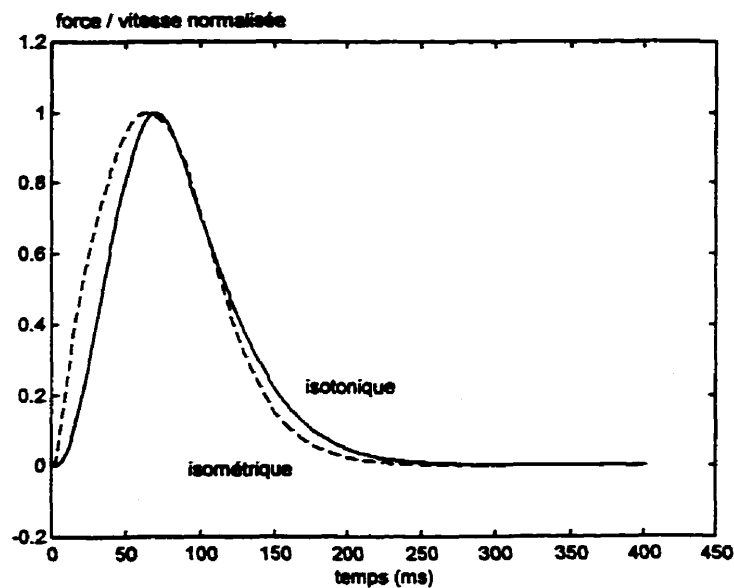


Figure 2.2 Profils de force isométrique et de vitesse de contraction isotonique

La figure 2.3 montre différents profils de vitesse de contraction musculaire (vitesse de raccourcissement du muscle) obtenus en simulant le modèle isotonique avec différents types de fibres musculaires. On y remarque que, pour un même patron de stimulation, les fibres rapides produisent une force moindre et ont une durée de contraction plus

courte. Toutefois, l'allure générale des profils de vitesse de contraction demeure très similaire pour les différents types de muscles, ce qui permet de généraliser les observations faites sur un seul type de muscle. Notons que les mêmes observations sont aussi faites avec le modèle de muscle isométrique.

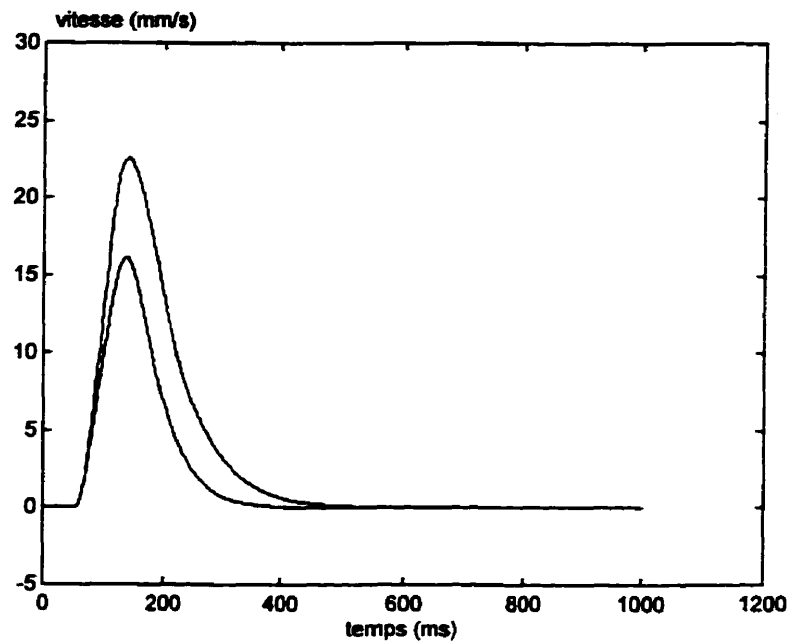


Figure 2.3 Profils de vitesse obtenus pour des muscles de vitesses différentes

Une étude visuelle des différents résultats de simulation a permis de conclure que les fréquences de stimulation nécessaires pour obtenir une contraction relativement lisse sont de plus de 35 Hz pour les muscles rapides et de plus de 20 Hz pour les muscles lents.

### **2.6.2 Effet des paramètres de stimulation sur la cinématique du muscle**

Afin de déterminer les effets des différents patrons de stimulation, plusieurs résultats de différentes simulations ont été analysés du point de vue des caractéristiques cinématiques des mouvements obtenus. Plus particulièrement, les relations entre la distance parcourue ( $D$ ), la durée du mouvement ( $MT$ ), la vitesse maximale du mouvement ( $V_{max}$ ) et le moment d'occurrence de la vitesse maximale ( $T_{vmax}$ ) ont été étudiées en fonction des paramètres de stimulation. Les figures 2.4 à 2.6 présentent les résultats obtenus pour différentes durées de stimulation et divers nombres d'impulsions. Mentionnons que les courbes obtenues avec le modèle de muscle en isotonique ont exactement le même comportement que celles obtenues en isométrique. Toutefois, l'appariement avec la lognormale des courbes obtenues dans des conditions isométriques était meilleur, ce qui explique le choix de présenter les résultats obtenus à l'aide du modèle isométrique.

L'analyse de la durée du mouvement révèle une relation de linéarité entre ce paramètre et la durée de stimulation (figure 2.6). De plus, on remarque que le nombre d'impulsions a très peu d'effet sur la durée du mouvement dès qu'il dépasse 3 impulsions (figure 2.5). Ce comportement s'explique par le fait que le processus de contraction musculaire se termine dès l'arrêt de la stimulation. Le muscle retourne alors graduellement à son état de repos dans un temps qui est constant, peu importe la durée de la stimulation. Ainsi, la durée du mouvement peut être calculée en



additionnant la durée de stimulation au temps nécessaire pour que le muscle retourne à sa condition de repos.

L'analyse du moment d'occurrence de la vitesse maximale du mouvement ( $T_{vmax}$ ) montre un comportement similaire à celui observé pour la durée du mouvement. Il peut d'ailleurs être observé (figure 2.4) que ces deux paramètres sont très reliés dès que le nombre d'impulsions devient supérieur à trois.

Tout comme pour MT et  $T_{vmax}$ , l'étude de la distance parcourue révèle qu'elle tend vers une valeur constante à mesure que le nombre d'impulsions augmente, donc que la fréquence de stimulation augmente (figure 2.5). De plus, on note une relation de linéarité entre la distance parcourue et la durée de stimulation lorsque le nombre d'impulsions est assez élevé (figure 2.6). Ce comportement s'explique par le phénomène de téτανisation du muscle qui commence à apparaître lorsque la fréquence de stimulation est assez élevée. Dans cette condition, le muscle ne peut plus atteindre un niveau de force (ou une vitesse de contraction) plus élevé. On observe alors que la distance parcourue se comporte linéairement avec la durée de stimulation.

Finalement, l'observation de la vitesse de contraction maximale atteinte par le muscle révèle un comportement similaire à celui de la distance parcourue. Encore un fois, la même approche que celle utilisée pour la distance parcourue peut être utilisée pour expliquer les résultats obtenus.

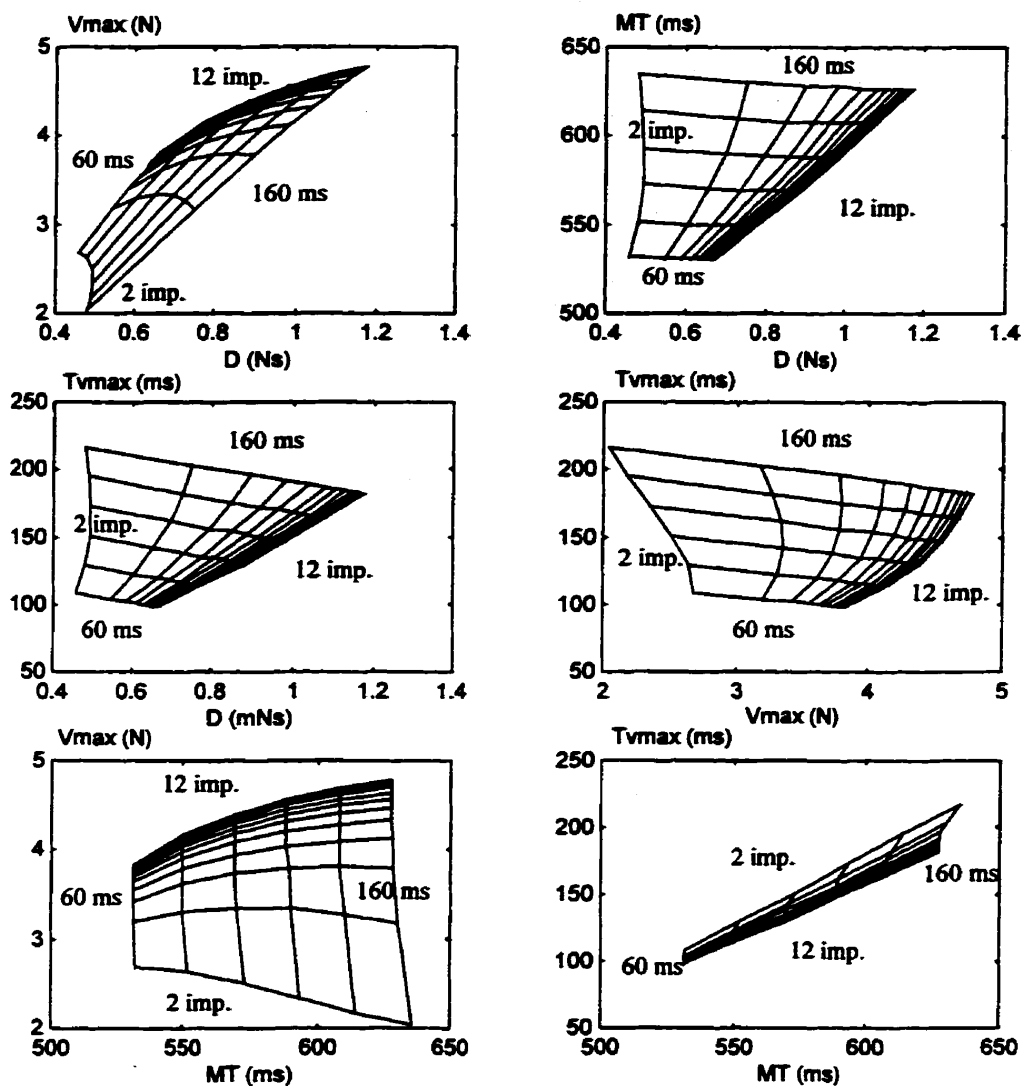


Figure 2.4 Caractéristiques cinématiques virtuelles d'un muscle lent dans des conditions isométriques pour un nombre d'impulsions croissant de 2 à 12 et pour des durées de stimulation constantes de 60 à 160 ms

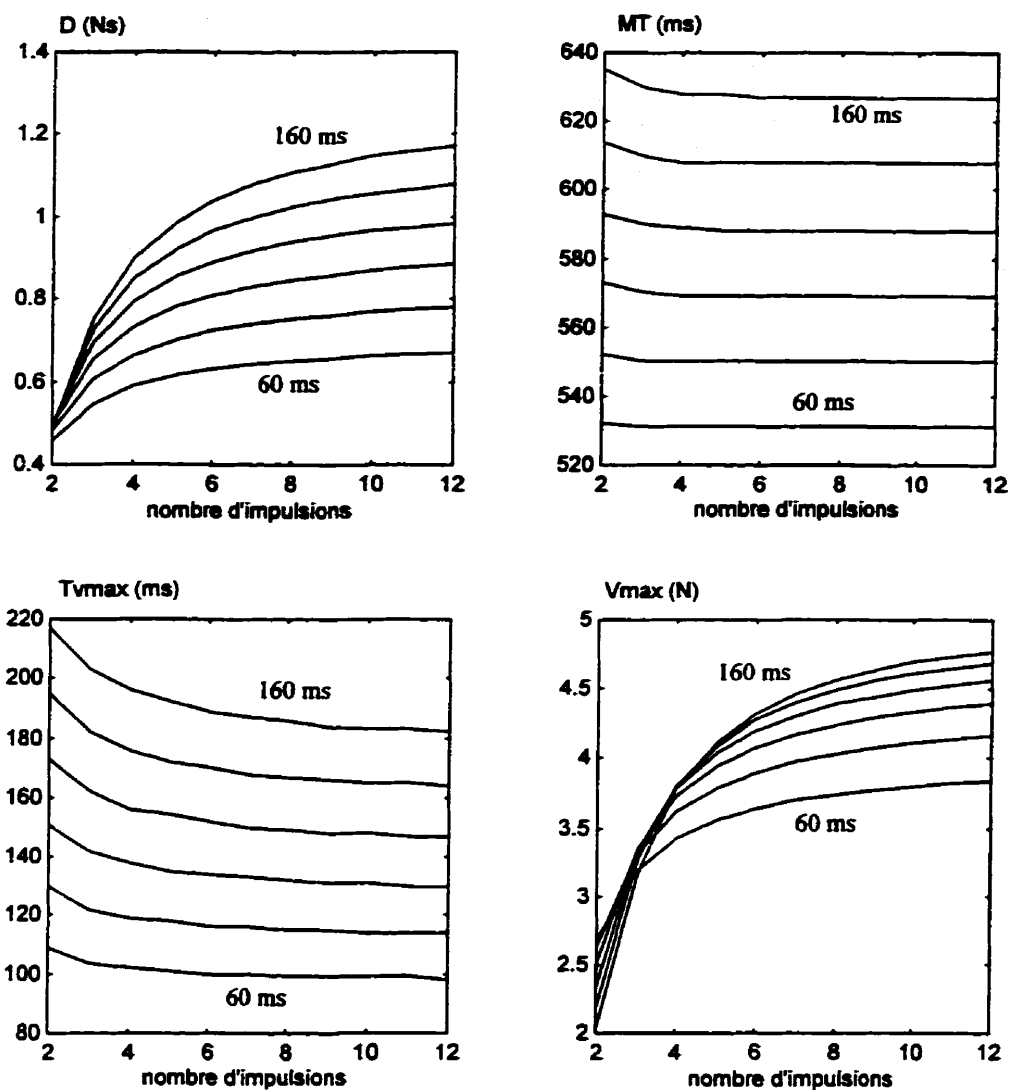


Figure 2.5 Caractéristiques cinématiques virtuelles d'un muscle lent dans des conditions isométriques en fonction du nombre d'impulsions et pour des durées de stimulation de 60 ms à 160 ms

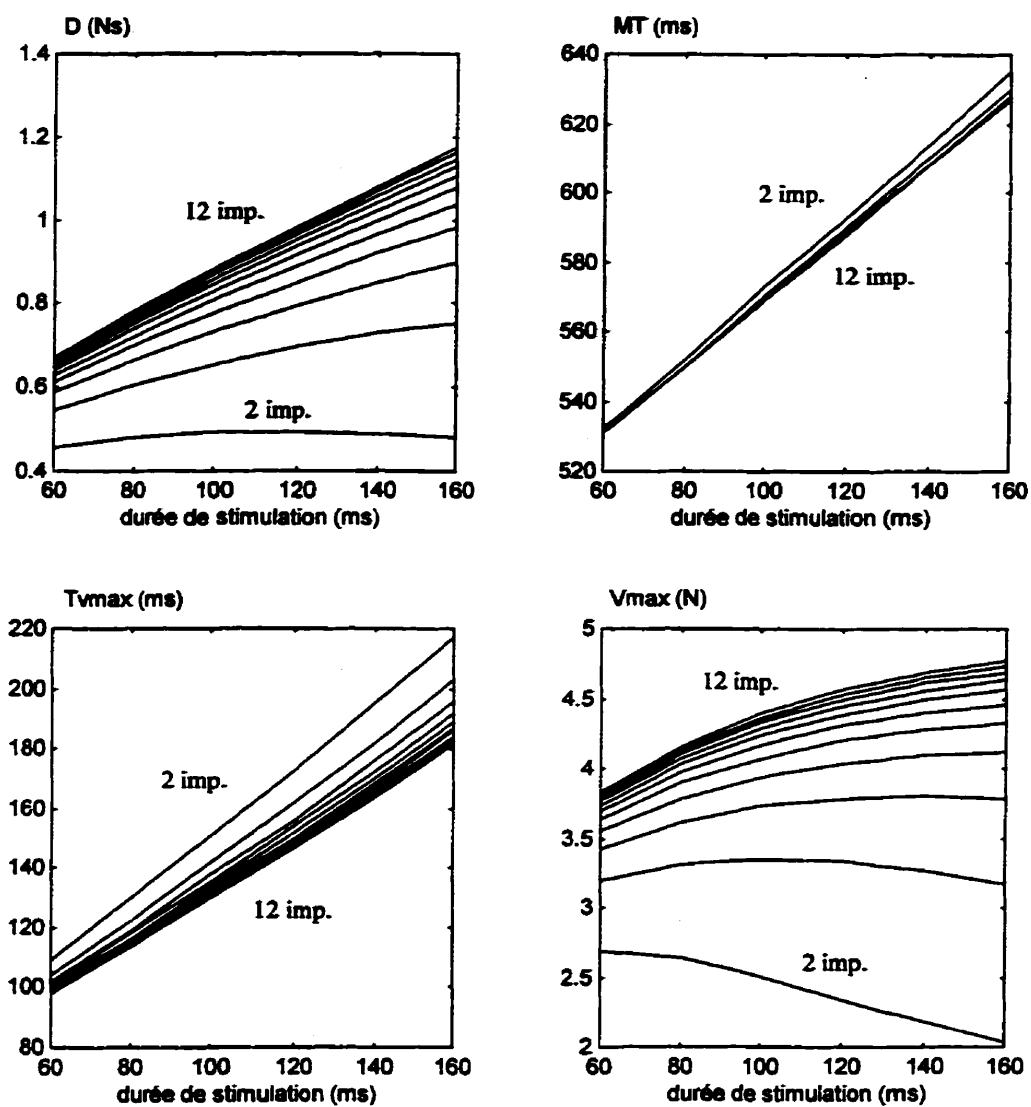


Figure 2.6 Caractéristiques cinématiques virtuelles d'un muscle lent dans des conditions isométriques en fonction de la durée de stimulation et pour un nombre d'impulsions variant de 2 à 12

### 2.6.3 Appariement avec la lognormale

Les profils de vitesse de contraction musculaire ressemblent énormément aux profils de courbes lognormales. Afin de vérifier cette ressemblance, un logiciel, développé par Frank Leclerc, servant à évaluer les paramètres de la courbe lognormale approximant le mieux une série de points expérimentaux fut utilisé. Les résultats montrent que les courbes lognormales approximées sont très près des résultats de simulation, la seule différence notable étant un temps de montée un peu plus long au tout début de la courbe lognormale. La figure 2.7 présente un exemple typique d'appariement de courbe de simulation par une lognormale. Il importe de souligner que des tests d'appariement effectués sur plus de 400 courbes de simulation ont donné une erreur quadratique moyenne de  $0.2894 \text{ mm}^2/\text{s}^2$ .

La figure 2.8 montre l'évolution des paramètres des lognormales approximant le mieux les résultats de simulation. On y remarque que les valeurs de  $\mu$ ,  $\sigma$  et  $t_0$  semblent se stabiliser à des valeurs constantes lorsque le nombre d'impulsions augmente et plus particulièrement lorsque la fréquence de stimulation dépasse les 50 Hz. Il est pensable que le SNC puisse tirer profit de ces caractéristiques constantes afin de simplifier le contrôle des mouvements. On remarque aussi sur la figure 2.8 que le paramètre D semble très peu touché par la durée de stimulation et qu'il est surtout affecté par le nombre d'impulsions. Cette différence avec les observations faites précédemment à la

section 2.6.2 pourrait s'expliquer par le fait que les paramètres  $\mu$  et  $\sigma$  compensent la variation qui est apportée par la durée de stimulation.

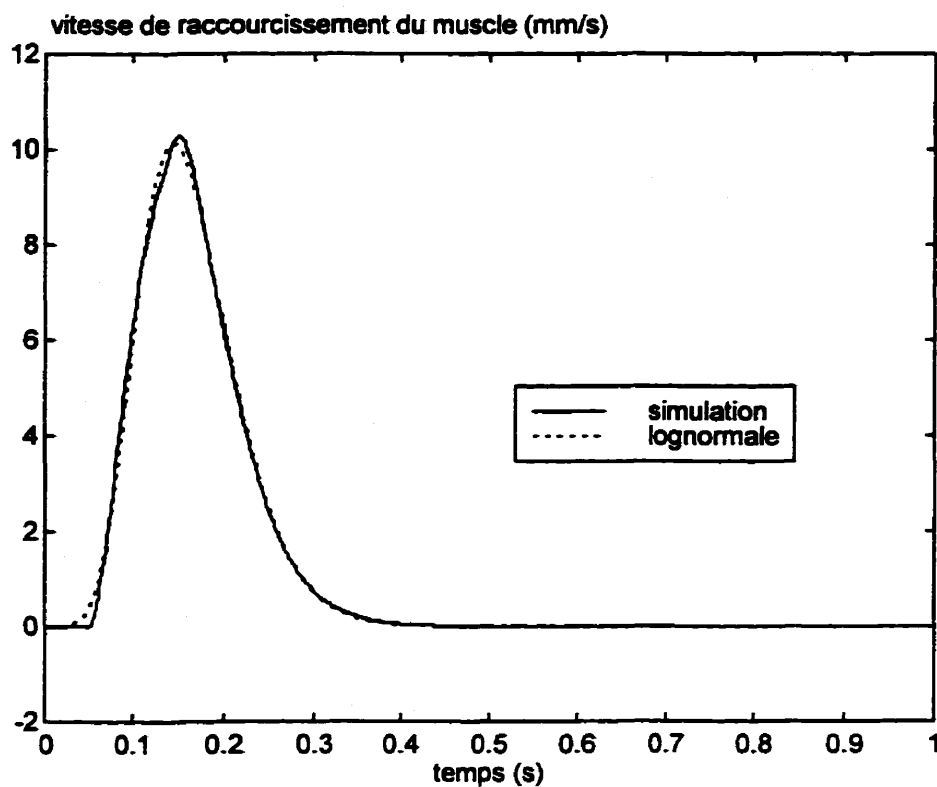


Figure 2.7 Appariement d'un profil de vitesse de contraction musculaire par une lognormale. Les paramètres de stimulation sont : durée de stimulation de 80 ms, 6 impulsions, niveau de recrutement de 100%. La constante de temps du muscle est  $\lambda = 30$ . Les paramètres de la lognormale sont :  $D = 1.315$ ,  $\mu = -1.512$ ,  $\sigma = 0.240$ ,  $T_0 = -63$  ms.  $EQM = 0.0122 \text{ mm}^2/\text{s}^2$ .

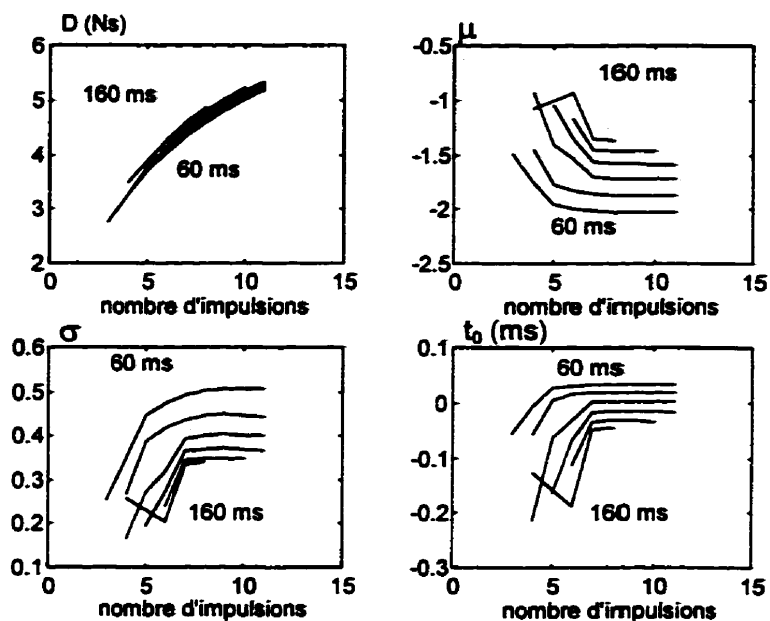


Figure 2.8 Paramètres des courbes lognormales approximant le mieux les courbes de vitesse pour le muscle en conditions isométriques

## 2.7 Conclusion

Les résultats obtenus semblent démontrer différentes relations de proportionnalité ou de constance entre les diverses caractéristiques cinématiques de la contraction musculaire et les paramètres de stimulation. Il ne faut cependant pas perdre de vue que les observations faites dans ce chapitre ne concernent qu'un muscle seul. Aussi, il est certain que les interactions entre les muscles agoniste et antagoniste viendront modifier ces comportements. Ceci est particulièrement vrai pour le muscle antagoniste qui effectuera alors un effort dans des conditions excentriques.

## **CHAPITRE III**

### **MODÈLE MUSCULOARTICULAIRE COMPLET**

#### **3.1 Introduction**

Dans le chapitre précédent, des résultats de simulations ainsi qu'un certain nombre de relations liant les paramètres de stimulation à la cinématique d'un seul muscle ont été présentés. Les résultats obtenus donnent quelques pistes pour la mise au point d'une stratégie de stimulation artificielle. Toutefois, ces résultats sont insuffisants puisqu'ils ne donnent aucun indice sur les interactions ni sur la manière de coordonner les activités des muscles agonistes et antagonistes. De plus, ils ne tiennent pas compte des non-linéarités présentes dans le muscle antagoniste qui se contracte tout en s'étirant (effort excentrique) (Gielen et al., 1985).

Ce chapitre tente donc d'éclaircir la question de la coordination entre les muscles agoniste et antagoniste. Pour ce faire, des résultats de simulations effectuées à l'aide de deux muscles liés entre eux par une articulation simple sont présentés et analysés. Plus particulièrement, les effets des paramètres de stimulation sur la durée du mouvement et la distance parcourue seront étudiés. Une comparaison entre les résultats obtenus avec le modèle isométrique et ceux obtenus avec le modèle isotonique sera aussi effectuée.



### 3.2 Modèle musculoarticulaire utilisé

Afin de simplifier le modèle, une articulation de type trochléenne sera utilisée pour effectuer les diverses simulations isotoniques. L'articulation trochléenne est constituée d'une surface articulaire concave et une convexe qui pivotent l'une sur l'autre. Ce type d'articulation est souvent utilisé dans les modèles trouvés dans la littérature. Il fut, entre autres, utilisé par Dineen et Hemani (1993) et par Balthazar et al. (1996). Mentionnons que le coude est un exemple d'articulation trochléenne.

La figure 3.1 présente une façon réaliste de modéliser un complexe musculoarticulaire doté d'une articulation trochléenne. Ce modèle plus précis est souvent délaissé au profit d'un autre modèle plus simple illustré à la figure 3.2. Ce dernier est beaucoup moins précis lorsque le mouvement approche les limites de l'articulation. Toutefois, la

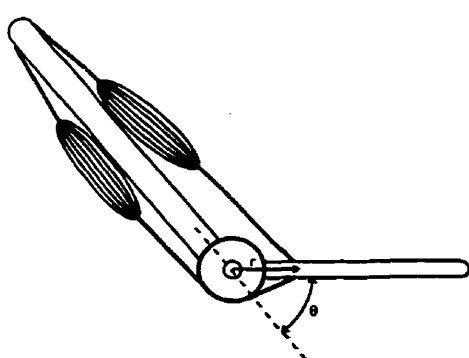


Figure 3.1 Modèle d'articulation complexe

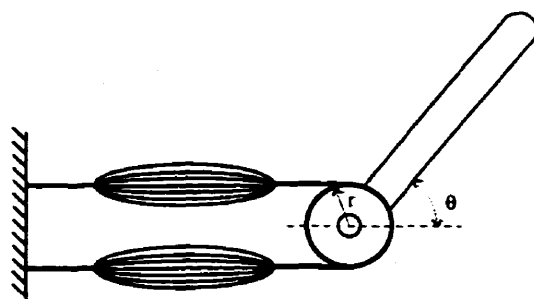


Figure 3.2 Modèle d'articulation simplifié

figure 3.3 montre que, pour des déplacements effectués dans les valeurs angulaires moyennes de la plage de mouvement possible ( $40^\circ$  à  $140^\circ$ , environ), les deux modèles présentent un déplacement angulaire proportionnel à la variation de la longueur du muscle. Mentionnons aussi que, lorsque le mouvement approche les limites de l'articulation, la force passive produite par le muscle en extension devient non négligeable, ce qui invalide aussi le modèle musculaire pour les mouvements de trop grande amplitude. Le modèle simplifié illustré à la figure 3.2 sera donc retenu et les résultats de simulation obtenus devront être considérés comme provenant de mouvements effectués dans la plage des valeurs moyennes de déplacements angulaires possibles.

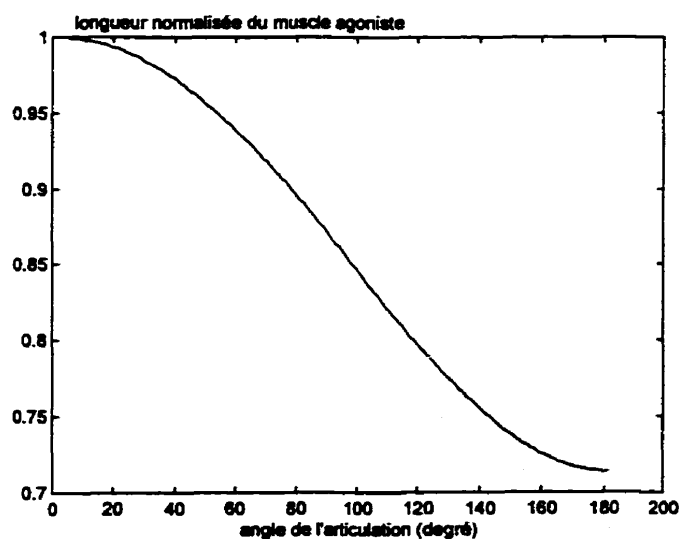


Figure 3.3 Comportement de l'articulation complexe

Les valeurs des rayons d'action (bras de levier) des muscles utilisés lors des diverses simulations furent de 20 mm pour l'agoniste et l'antagoniste. Ces valeurs sont nettement inférieures à celles retrouvées chez l'humain (environ 50 mm). Il faut toutefois noter que les paramètres des modèles de muscles isotoniques utilisés proviennent de mesures effectuées sur des muscles de rats.

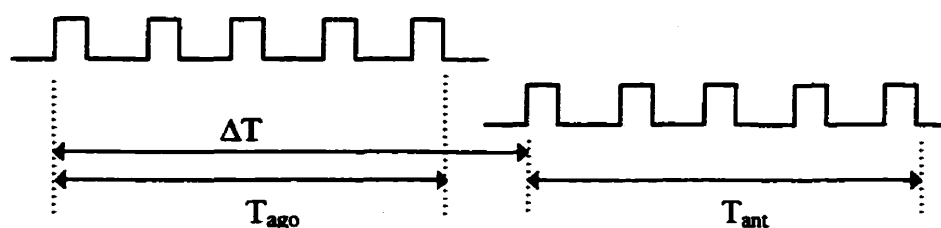


Figure 3.4 Paramètres de stimulation

### 3.3 Paramètres de stimulation

La stimulation coordonnée de deux muscles antagonistes implique un nombre élevé de paramètres de stimulation. Les paramètres d'intérêts qui sont étudiés dans ce chapitre sont, pour chacun des muscles, la durée de stimulation ( $T_{ago}$  et  $T_{ant}$ ), le nombre d'impulsions et le niveau de recrutement des muscles agoniste et antagoniste. De plus, afin de coordonner l'action des deux muscles, un nouveau paramètre est utilisé afin de spécifier le moment d'activation du muscle antagoniste. Ce paramètre sera appelé le délai d'activation antagoniste ( $\Delta T$ ) et aura pour valeur le temps écoulé entre la première impulsion envoyée au muscle agoniste et la première impulsion envoyée au muscle

antagoniste. La figure 3.4 illustre graphiquement les paramètres de stimulation utilisés. Aussi, afin de réduire le nombre de paramètres à étudier, les deux muscles utilisés dans ce chapitre seront identiques. Les effets des différences entre les deux muscles seront couverts dans le chapitre IV.

### **3.4 Effet des paramètres de stimulation sur la distance parcourue (modèle de muscle isotonique)**

#### **3.4.1 Définition de la distance parcourue**

Dans un contexte de stimulation neuromusculaire destinée à rétablir un usage fonctionnel des membres supérieurs chez une personne paralysée, la distance parcourue est une caractéristique du mouvement qu'il est capital de pouvoir commander. En effet, pour l'utilisateur, la possibilité d'atteindre une cible rapidement est beaucoup plus importante que le temps requis pour atteindre cette même cible.

La distance parcourue sera mesurée comme étant le raccourcissement du muscle agoniste et, tout comme pour la durée du mouvement (voir section 3.5.1), évaluée lors du passage d'une vitesse positive à une vitesse négative. Soulignons qu'en mesurant la distance de cette manière, la distance mesurée est aussi la distance maximale parcourue par le membre. Ceci permettrait donc à l'utilisateur de se rapprocher rapidement de l'objet désiré, avec un mouvement d'allure humanoïde, sans toutefois dépasser ou frapper l'objet en question.

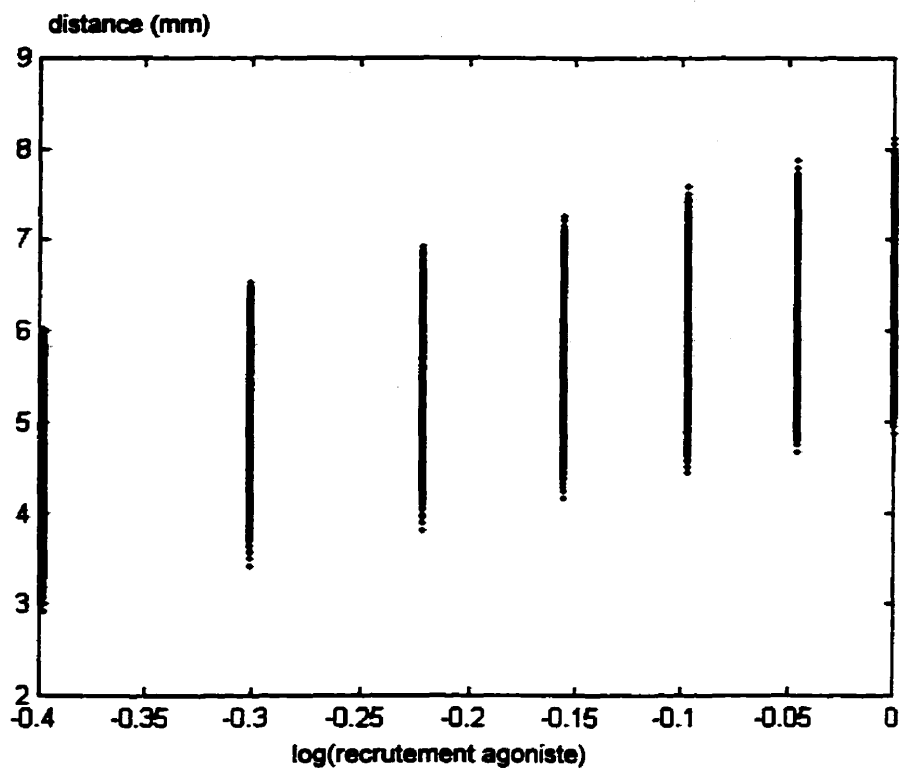


Figure 3.5 Raccourcissement de l'agoniste pour différents niveaux de recrutement (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés)

### 3.4.2 Résultats de simulation

Le lecteur remarquera à la figure 3.5 qu'il est impossible d'identifier un paramètre exclusif qui fixe la distance. Toutefois, l'étude des résultats de simulation a permis de mettre à jour différentes relations. Le paramètre ayant le plus grand effet sur la distance parcourue est le niveau de recrutement du muscle agoniste. On peut remarquer, sur la figure 3.5 que la relation entre la distance parcourue et le logarithme du niveau de recrutement du muscle agoniste est linéaire. On peut aussi voir que, pour

un même niveau de recrutement de l'agoniste, plusieurs distances différentes peuvent être parcourues. Cette variation se comporte de façon linéaire vis-à-vis les six autres paramètres de stimulation. Plus précisément, on constate qu'une augmentation du nombre d'impulsions ou du niveau de recrutement du muscle agoniste entraîne une augmentation de la distance parcourue. De façon similaire, une augmentation de ces mêmes paramètres pour le muscle antagoniste entraîne une diminution de la distance du mouvement. Afin de combiner les effets de ces deux paramètres, un nouveau paramètre a été créé en effectuant le produit du nombre d'impulsions par le niveau de recrutement du muscle. Ce nouveau paramètre sera appelé facteur agoniste ( $F_{ago}$ ), pour le muscle agoniste, et facteur antagoniste ( $F_{ant}$ ) pour le muscle antagoniste. La figure 3.6 illustre la relation liant la distance parcourue au logarithme du facteur agoniste et au facteur antagoniste. On remarque qu'il y a toujours une certaine variation de la distance parcourue associée à chaque combinaison de paramètres. Elle est toutefois beaucoup moindre et elle est principalement due à la durée de stimulation. Pour un couple de facteurs agoniste et antagoniste donné, on obtient une distance maximale avec une durée de stimulation du muscle agoniste minimale (fréquence de stimulation maximale) et une durée de stimulation du muscle antagoniste maximale (fréquence de stimulation minimale). Une régression linéaire (équation 3.1) effectuée sur les divers plans issus des combinaisons de différentes valeurs de paramètres de stimulation a permis d'atteindre des coefficients de corrélation variant entre 0.986 et 0.993.

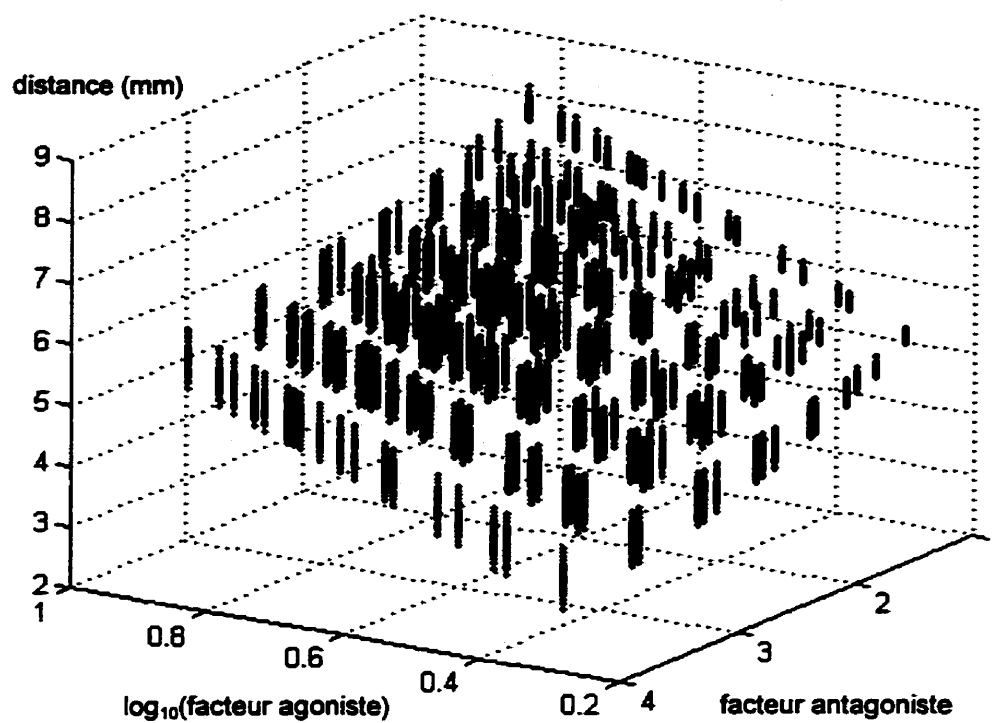


Figure 3.6 Raccourcissement de l'agoniste en fonction des facteurs agonistes et antagonistes (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés)

De plus, une régression linéaire effectuée sur les valeurs des coefficients A, B et C en fonction des autres paramètres de stimulation a permis de mettre à jour les relations décrites aux équations 3.2 à 3.4 avec des coefficients de corrélation de 0.986, 0.983 et 0.923 respectivement.

$$\text{Distance} = A \times \log_{10}(F_{\text{ago}}) + B \times F_{\text{ant}} + C \quad (3.1)$$

$$A = -0.641 T_{\text{ago}} + 8.25 T_{\text{ant}} + 10.4 \Delta T + 3.65 \quad (3.2)$$

$$B = -2.4 T_{\text{ago}} + 2.01 T_{\text{ant}} + 7.01 \Delta T - 0.947 \quad (3.3)$$

$$C = -4.88 T_{\text{ago}} + 3.24 T_{\text{ant}} - 5.18 \Delta T + 4.48 \quad (3.4)$$

Il est aussi possible d'effectuer une combinaison linéaire des différents paramètres de stimulation afin de prédire la distance parcourue (équation 3.5). Dans ce cas on obtient un facteur de corrélation de 0.990.

$$\text{Distance} = 4.77 F_{\text{ago}} - 0.555 F_{\text{ant}} - 10.7 T_{\text{ago}} + 12.7 T_{\text{ant}} + 16.8 \Delta T + 2.92 \quad (3.5)$$

### 3.5 Effet des paramètres de stimulation sur la durée du mouvement (modèle de muscle isotonique)

#### 3.5.1 Définition de la durée du mouvement

Avant de présenter tout résultat, il est important de définir la façon de mesurer la durée du mouvement. Dans le présent mémoire, elle sera définie comme étant la durée séparant la première impulsion de stimulation envoyée au muscle agoniste et le moment où la vitesse du mouvement croise le zéro pour la première fois. Ceci revient, à toute fin pratique, à mesurer la durée durant laquelle le mouvement a une vitesse positive. Cette façon de mesurer la durée du mouvement est d'ailleurs utilisée par



beaucoup d'autres chercheurs dont, entres autres, Gielen et al. (1985). Notons que les analyses de résultats sont plus significatives en mesurant la durée du mouvement de cette manière plutôt qu'en déterminant approximativement le moment de l'arrêt du mouvement. Cette dernière mesure est en effet très dépendante de la deuxième série d'impulsions envoyées au muscle agoniste. Or cette deuxième série d'impulsions n'est pas simulée ici, et une mesure de la durée du mouvement basée sur une vitesse presque nulle donnerait des résultats incohérents et fortement dépendants des paramètres de stimulation du muscle antagoniste.

### **3.5.2 Résultats de simulation**

La durée du mouvement est difficile à caractériser en fonction des divers paramètres de stimulation. La meilleure relation obtenue est illustrée à la figure 3.7. On peut y constater que la durée du mouvement varie à peu près de façon inversement proportionnelle au logarithme du recrutement du muscle antagoniste. Si l'on effectue une régression linéaire sur cet ensemble de points pour différentes valeurs de facteur agoniste, on obtient les courbes de l'ordonnée à l'origine et de la pente présentées aux figures 3.8 et 3.9. On peut y constater que les valeurs obtenues se divisent en 3 groupes qui sont associés aux différentes valeurs de la durée de stimulation du muscle agoniste. On peut aussi y observer que la variation de la valeur de la pente semble jouer un moins grand rôle que la variation de l'ordonnée à l'origine et ce au fur et à mesure que la valeur du facteur agoniste augmente.

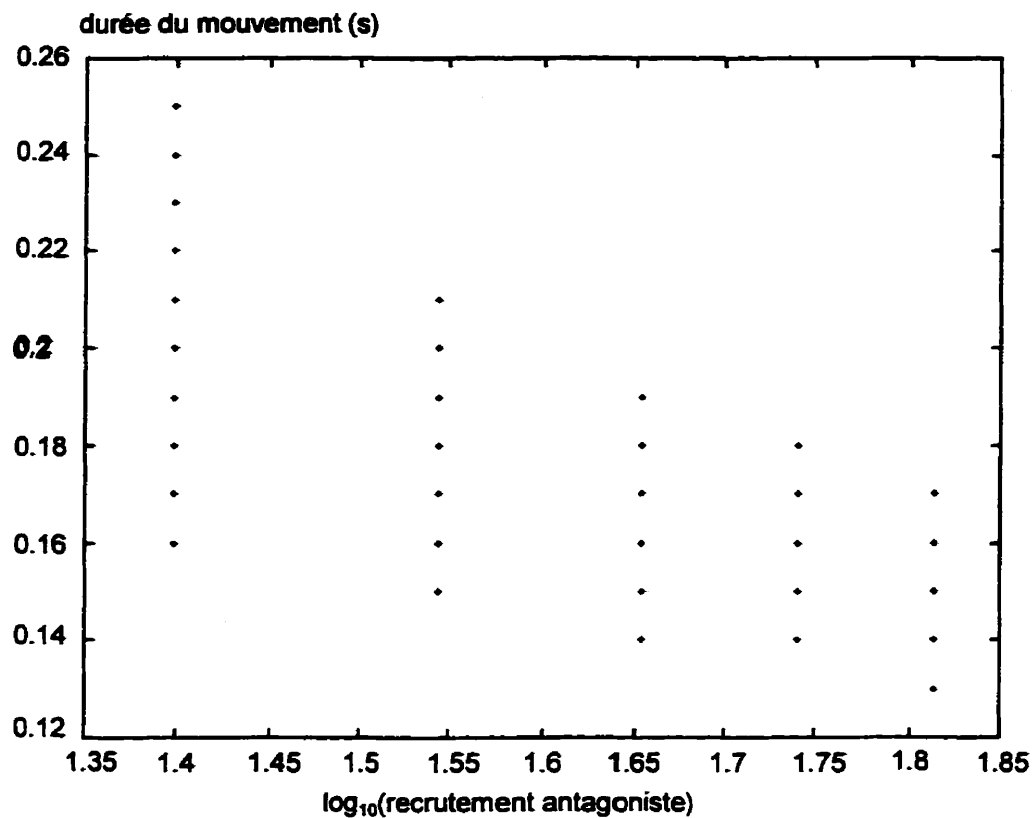


Figure 3.7 Durée du mouvement pour différents niveaux de recrutement du muscle antagoniste (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés)

Les valeurs des différents coefficients de corrélation obtenus pour l'ordonnée à l'origine sont de 0.915, 0.953 et 0.949 pour les durées de stimulation agoniste de 60 ms, 80 ms et 90 ms respectivement. Les coefficients de corrélation obtenus pour la pente sont de 0.685, 0.875 et 0.885 pour les durées de stimulation agoniste de 60 ms, 80 ms et 90 ms respectivement.

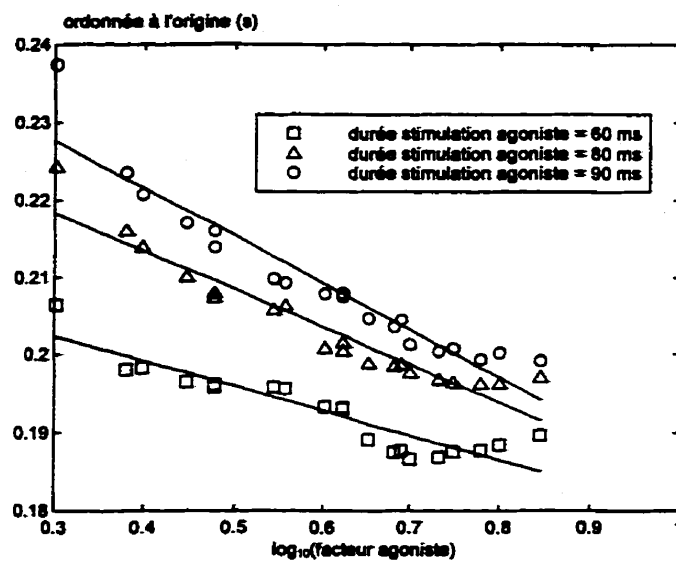


Figure 3.8 Effet des paramètres de stimulation du muscle agoniste sur l'ordonnée à l'origine de l'approximation linéaire de la durée de mouvement

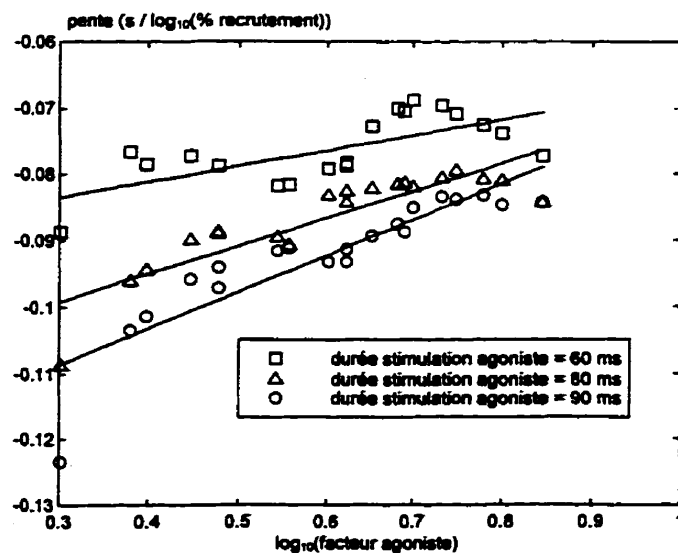


Figure 3.9 Effet des paramètres de stimulation du muscle agoniste sur la pente de l'approximation linéaire de la durée de mouvement

### **3.6 Comportement du modèle isométrique face aux divers paramètres de stimulation**

Le modèle de bras isométrique est relativement simple. Il consiste à simuler séparément les muscles agonistes et antagonistes, puis à additionner les couples produits pour obtenir le moment articulaire net (on considère les rayons d'action des deux muscles égaux). Selon la théorie de Plamondon (1998), la somme de ces deux forces sera interprétée comme la vitesse virtuelle du mouvement. Notons que pour des raisons de temps de simulation, le comportement du modèle de bras isométrique n'a été simulé que pour un nombre restreint de valeurs de paramètres de stimulation. Les résultats obtenus sont cependant assez exhaustifs pour permettre de tirer des conclusions fiables.

Les simulations ont permis de mettre en évidence une relation de proportionnalité entre la distance virtuelle parcourue et la valeur des facteurs agoniste et antagoniste (figure 3.10). Cette relation s'apparente à celle obtenue pour les conditions isotoniques. Une régression linéaire similaire à celle faite sur les données isotoniques a été réalisée sur les données isométriques (voir équation 3.1). Les résultats obtenus ont donné des coefficients de corrélation variant entre 0.982 et 0.990 pour les plans obtenus avec différents paramètres de stimulation.

$$A = 19.4 T_{\text{ago}} + 3.1 T_{\text{ant}} + 3.53 \Delta T + 428 \quad (3.6)$$

$$B = -1.81 T_{\text{ago}} - 0.289 T_{\text{ant}} + 2.07 \Delta T - 36.5 \quad (3.7)$$

$$C = -10.9 T_{\text{ago}} + 1.03 T_{\text{ant}} - 1.01 \Delta T + 326 \quad (3.8)$$

Les coefficients de corrélation des approximations linéaires des coefficients A, B et C ont des valeurs de 0.997, 0.993 et 0.996 respectivement. De plus, tout comme pour les données isotoniques, il est possible d'effectuer une combinaison linéaire des différents paramètres de stimulation afin de prédire la distance parcourue (équation 3.9). Dans ce cas on obtient un facteur de corrélation de 0.983.

$$\text{Distance} = 2230 F_{\text{ago}} - 60.6 F_{\text{ant}} - 3.5 T_{\text{ago}} + 2.21 T_{\text{ant}} + 6.93 \Delta T - 760 \quad (3.9)$$

L'analyse des résultats n'a cependant pas permis de mettre à jour une relation claire et évidente entre la durée du mouvement et les paramètres de stimulations. Cependant, les résultats obtenus ne sont pas absolus et proviennent de simulations. Les modèles de muscles isométrique et isotonique ne sont pas parfaits et ceci peut expliquer une partie des différences observées.

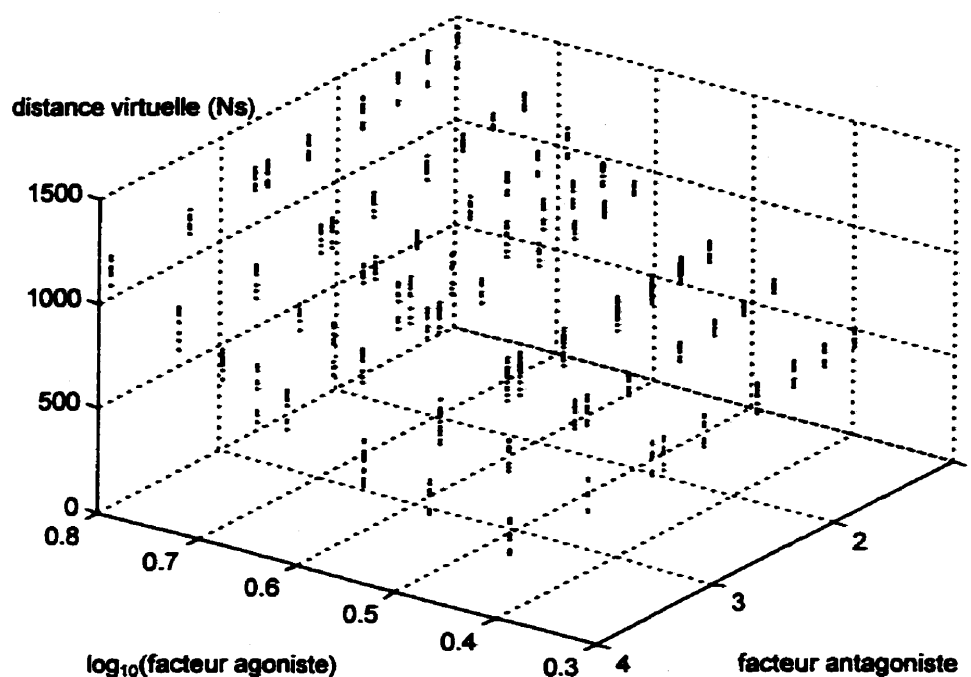


Figure 3.10 Distance virtuelle parcourue en fonction des facteurs agoniste et antagoniste (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés)

### 3.7 Conclusion

Les simulations et les analyses présentées dans ce chapitre ont permis de mettre en évidence un certain nombre de relations entre les paramètres de stimulation et la cinématique du mouvement obtenu. Aussi, les simulations des muscles en conditions isotonique et isométrique viennent appuyer les hypothèses voulant que la première séquence d'activité agoniste soit déterminante pour plusieurs caractéristiques du mouvement. Cette affirmation est particulièrement vraie en ce qui concerne la distance

parcourue. Ceci laisse d'ailleurs supposer qu'il pourrait être possible de développer une stratégie de stimulation où seuls les paramètres de stimulation du muscle agoniste varient en fonction de la distance à parcourir, le patron de stimulation du muscle antagoniste demeurant constant.

## **CHAPITRE IV**

### **STRATÉGIE DE STIMULATION UNIARTICULAIRE**

#### **4.1 Introduction**

Le chapitre qui suit présente la stratégie de stimulation finale suggérée pour un système uniarticulaire composé de deux muscles. Dans un premier temps, une généralisation des résultats obtenus dans les chapitres précédents sera faite afin de s'assurer de leur validité pour différentes caractéristiques de muscles. Par la suite, la stratégie de stimulation proposée sera décrite.

#### **4.2 Effet de la variabilité des caractéristiques des muscles**

Afin de s'assurer de la généralité des conclusions tirées dans le chapitre précédent, cette section sera consacrée à étudier les effets de la variabilité des caractéristiques mécaniques des muscles sur la cinématique du mouvement. Plus particulièrement, les effets des variations de la force maximale produite par les muscles et de leur vitesse de contraction seront étudiés. De plus, les conséquences de l'ajout d'une charge inertielle à déplacer seront analysées. Il est important de souligner que les simulations présentées ici n'ont été effectuées qu'avec le modèle de muscle isotonique.



#### 4.2.1 Effets de la variation de la force maximale des muscles

Comme on pouvait être en mesure de s'y attendre, la variation de la force maximale pouvant être générée par le muscle agoniste a les mêmes conséquences que de varier la valeur du facteur agoniste. La figure 4.1 présente les résultats de simulations obtenus pour différents patrons de stimulation et pour des facteurs de mise à l'échelle (voir annexe B) agonistes variant du simple au double. On y remarque que la distance parcourue augmente de façon linéaire avec le logarithme de la force maximale du muscle (coefficient de corrélation entre 0.999 et 1.000). Des simulations effectuées en faisant varier la valeur de la force maximale du muscle antagoniste ont montré un comportement similaire, sauf que la force diminuait linéairement avec l'augmentation de la force maximale de l'antagoniste.

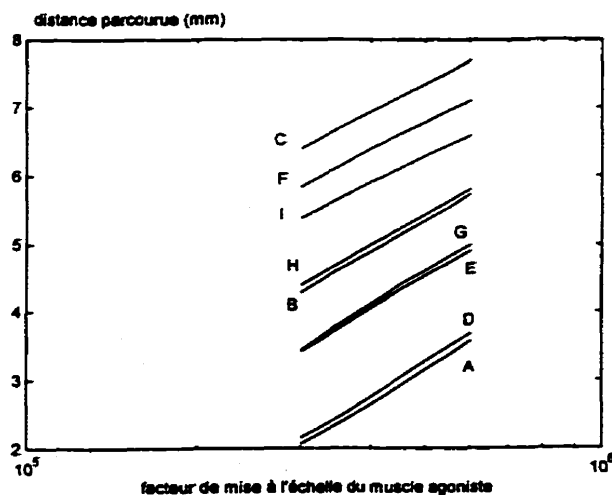


Figure 4.1 Effet de la force maximale du muscle agoniste sur la distance parcourue pour différentes combinaisons de paramètres de stimulation (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés)

La variation de la force maximale du muscle agoniste semble avoir peu d'effet sur la durée du mouvement pour des niveaux de stimulation faibles ou moyens. Aucun comportement constant n'a été observé pour des niveaux de stimulation élevés, certains patrons entraînant de légères augmentations et d'autres de légères diminutions de la durée du mouvement. Par contre, une augmentation de la force maximale du muscle antagoniste entraîne invariablement une diminution de la durée du mouvement. La figure 4.2 montre d'ailleurs divers résultats de simulation obtenus pour cette condition. On peut y voir que la durée du mouvement diminue proportionnellement à l'augmentation du logarithme de la force maximale du muscle antagoniste (coefficient de corrélation de 0.999). On peut aussi remarquer que l'effet est d'autant plus marqué que le niveau de recrutement de l'agoniste est élevé.

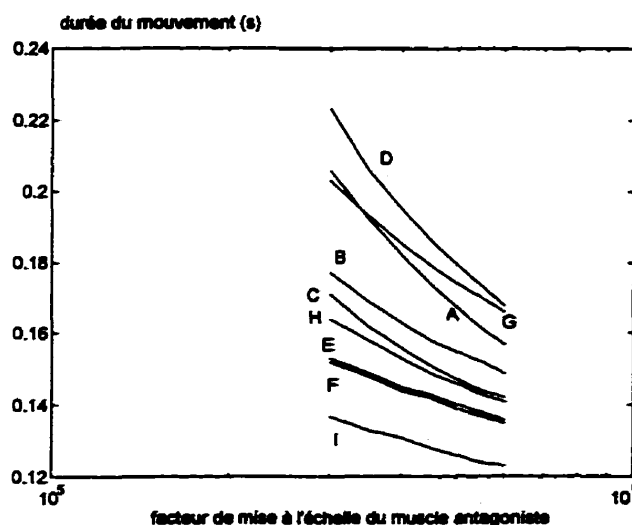


Figure 4.2 Effet de la force maximale du muscle antagoniste sur la durée du mouvement pour différentes combinaisons de paramètres de stimulation (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés)

#### 4.2.2 Effets de la variation de la vitesse de contraction des muscles

Les conséquences de la variation de la vitesse de contraction du muscle agoniste sont illustrées à la figure 4.3. On y constate que la distance parcourue varie à peu près de façon inversement proportionnelle avec l'augmentation de la constante de temps de l'agoniste (coefficient de corrélation entre 0.990 et 0.999). De plus, le niveau d'activation du muscle ne semble pas avoir d'effets combinés avec la vitesse de contraction du muscle. Mentionnons que l'effet de la variation de la vitesse de contraction du muscle antagoniste a l'effet contraire.

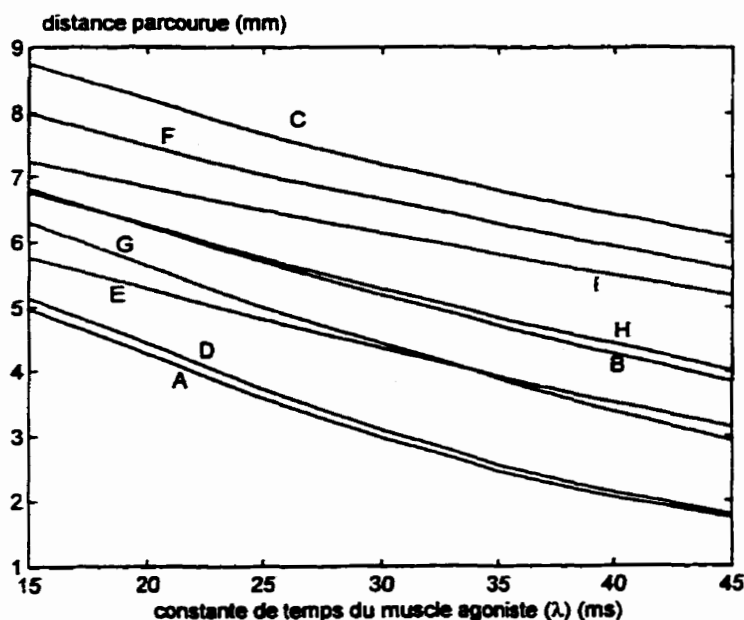


Figure 4.3 Effet de la vitesse de contraction du muscle agoniste sur la distance parcourue pour différentes combinaisons de paramètres de stimulation (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés)

La vitesse de contraction du muscle agoniste a peu d'impact sur la durée de mouvement sauf lors d'un haut niveau d'activation du muscle. Dans cette situation particulière, on note une légère diminution de la durée du mouvement pour des muscles plus lents. La vitesse de réaction du muscle antagoniste a un effet plus marqué sur la durée du mouvement. Comme on peut la voir à la figure 4.4, la durée du mouvement augmente proportionnellement avec la constante de temps du muscle pour de faibles niveaux d'activation de l'agoniste. Pour des niveaux d'activation agonistes plus élevés, on observe plutôt que c'est une relation du second ordre qui lie la durée du mouvement à la constante de temps du muscle antagoniste (coefficient de corrélation compris entre 0.974 et 0.999)

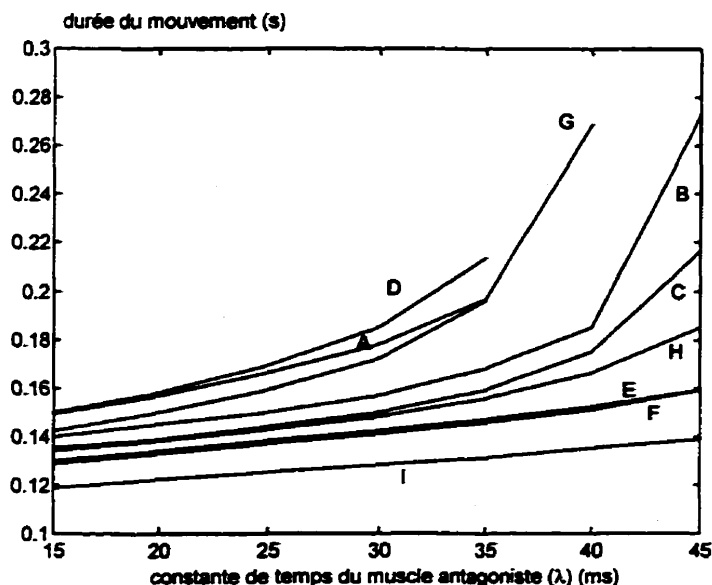


Figure 4.4 Effet de la vitesse de contraction du muscle antagoniste sur la durée du mouvement pour différentes combinaisons de paramètres de stimulation (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés)

### 4.2.3 Effet de l'ajout d'une charge inertielle sur la cinématique du mouvement

Les simulations ont montré que l'ajout d'une charge inertielle supplémentaire à déplacer avait un effet négligeable sur la distance parcourue par le membre. Par contre, comme on peut le voir à la figure 4.5, l'addition de cette charge entraîne une augmentation non négligeable de la durée du mouvement. Ce phénomène devient particulièrement marqué à mesure que la charge grossit. Ceci s'explique facilement par le fait qu'à mesure que la charge inertielle grossit, la pointe de vitesse négative diminue au point de disparaître pour les charges assez élevées. Comme la durée du mouvement est calculée entre le temps de la première impulsion de stimulation et le moment où la vitesse devient négative, on peut alors obtenir théoriquement des mouvements de durées infinies.

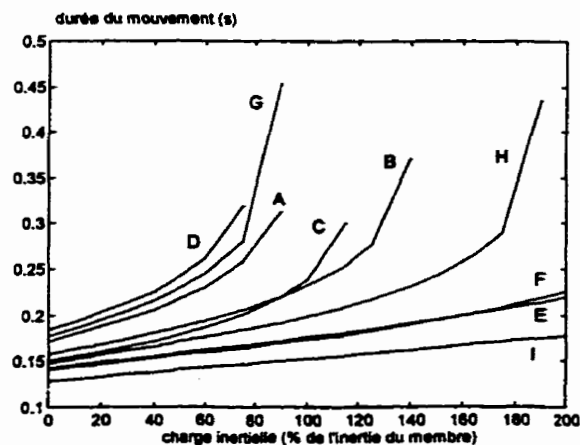


Figure 4.5 Effet de l'ajout d'une charge inertielle sur la durée du mouvement pour différents combinaisons de paramètres de stimulation (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés)

### **4.3 Stratégie globale de stimulation**

À partir des résultats de simulation obtenus dans les chapitres II, III et IV, il est possible de définir les grandes lignes d'une stratégie de stimulation pour un système uniarticulaire et composé de deux muscles antagonistes. Il est important de rappeler que la distance est la caractéristique du mouvement qui est la plus importante de commander et que la durée du mouvement est d'importance secondaire, en autant qu'elle demeure de l'ordre de grandeur de celle d'un mouvement effectué par un être humain normal. De plus, il ne faut pas perdre de vue que la stratégie doit pouvoir être implantée sous forme d'un circuit et qu'elle doit être facilement adaptable d'une personne à l'autre et doit faire face à l'évolution des caractéristiques neuromusculaires d'une même personne (fatigue, amélioration de la force musculaire maximale, etc.).

Les simulations effectuées auparavant dans le chapitre IV ont montré que les variations des caractéristiques mécaniques des muscles ne modifiaient pas le comportement général du complexe musculosquelettique. Ainsi, les observations faites aux chapitres II et III demeurent toujours valides pour différents systèmes, donc pour différents individus. Ceci permet donc de mettre au point une stratégie de stimulation généralisée.

Les résultats de simulations ont montré que la distance parcourue était fortement influencée par le logarithme du facteur agoniste, tandis que la durée du mouvement était surtout affectée par le niveau de recrutement du muscle antagoniste. Ainsi, il est

proposé d'utiliser le facteur agoniste afin de faire varier la distance à parcourir et de conserver les paramètres de stimulation du muscle antagoniste constant. Cette approche permettrait d'obtenir des mouvements de durée à peu près constante. De plus, l'utilisation d'un seul paramètre variable simplifierait beaucoup la commande de la distance parcourue.

Toujours dans le but de rendre la stratégie la plus simple possible, le délai d'activation du muscle antagoniste pourrait être conservé constant. Comme les résultats de simulation ont montré que ce paramètre avait peu d'influence sur la distance parcourue, le fait de ne pas utiliser ce paramètre ne diminue pratiquement pas le contrôle que nous avons sur le système. Un délai d'activation d'une durée nulle ou égale à une période de stimulation du muscle agoniste semble un choix approprié et concordant avec les observations faites par Gielen et al. (1985).

Afin d'obtenir des mouvements dont le profil de vitesse est près de celui des êtres humains normaux, il est important que les durées de stimulation soient similaires. Les enregistrements d'ÉMG effectués par Gielen et al. (1985) lors de leurs expériences donnent une bonne idée des durées à utiliser. Il sera donc suggéré d'utiliser des durées de stimulation variant entre 60 ms et 80 ms pour le muscle agoniste. Les enregistrements d'ÉMG montrent que la durée d'activité du muscle antagoniste semble légèrement plus courte. Il sera donc suggéré d'utiliser des durées de stimulation variant de 50 ms à 70 ms pour le muscle antagoniste.

Il est important de souligner qu'il serait avantageux d'utiliser une stimulation sélective (technique permettant de recruter des unités motrices précises sans affecter les autres unités motrices du muscle) pour le muscle antagoniste. En effet, comme le niveau de recrutement de ce dernier sera fort probablement loin du maximum possible, une stimulation sélective permettrait d'utiliser les différentes unités motrices du muscle en alternance. Cette approche limiterait les problèmes de fatigue musculaire et permettrait aussi un développement plus uniforme du muscle. La même chose s'applique évidemment au muscle agoniste. Cependant, comme le niveau de recrutement de ce dernier variera constamment en fonction de la distance à parcourir, un algorithme de gestion des ressources musculaires disponibles un peu plus complexe devrait être mis au point.

La figure 4.6 montre des résultats de simulation obtenus à partir des paramètres de stimulation choisis selon la stratégie proposée. Les paramètres de stimulation du muscle antagoniste sont les mêmes pour les trois différentes courbes montrées soient : une durée de stimulation de 60 ms, 5 impulsions et un niveau de recrutement de 40%. Les paramètres de stimulation du muscle agoniste utilisés furent un nombre d'impulsions variant entre 4 et 9 et des durées de stimulation de 70 ms, 80 ms et 90 ms, telles qu'indiquées sur le graphique. Le niveau de recrutement utilisé variait entre 30% et 100%. On constate que la stratégie proposée permet un bon contrôle de la distance à parcourir. La figure 4.7 montre que pour les différentes simulations, la



durée du mouvement est comprise entre 150 ms et 180 ms, valeurs réalistes pour un mouvement rapide.

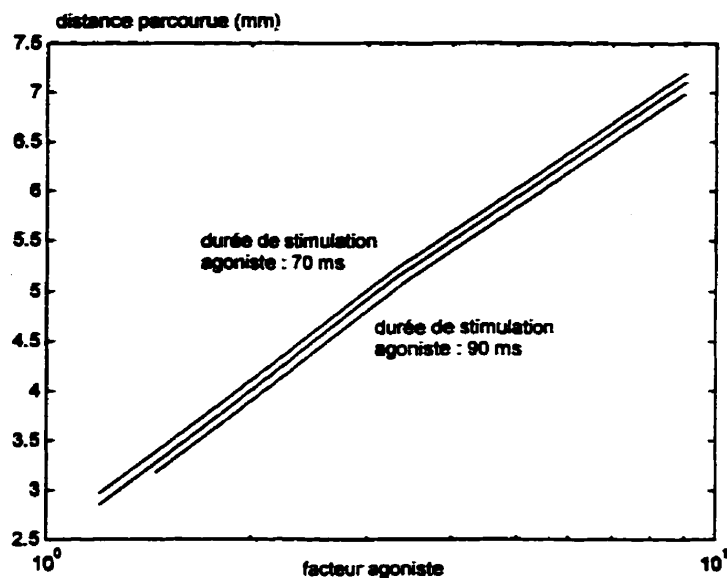


Figure 4.6 Simulation de la stratégie de stimulation proposée (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés)

La stratégie élaborée dans ce chapitre peut sembler très simpliste et elle aurait pu être poussée plus loin d'un point de vue numérique. Cependant, les résultats obtenus n'auraient été valides que pour un couple de muscles ayant exactement les caractéristiques de ceux utilisés pour la simulation. De plus, il est impératif de vérifier les résultats de simulations obtenus dans les chapitres précédents et surtout de valider la stratégie proposée à l'aide d'expérimentations sur des sujets réels. Les données retirées de ces expériences permettront de finaliser la stratégie de stimulation proposée et

probablement de l'améliorer. Finalement, mentionnons qu'il est irréaliste de tenter de mettre au point une stratégie de stimulation absolue. Les caractéristiques mécaniques des différents muscles du corps sont trop différentes et elles varient aussi d'un individu à l'autre. De plus, une stratégie absolue qui serait valide à un moment donné chez un individu pourrait ne plus l'être après un laps de temps relativement court. Plusieurs facteurs dont la fatigue musculaire, l'amélioration ou la détérioration de la force musculaire et l'état de santé à ce moment précis sont autant de facteurs qui affectent le comportement du système neuromusculosquelettique. Ainsi, il est vital de mettre au point des mécanismes d'adaptation de la stratégie de stimulation en fonction des conditions du système à un moment donné.

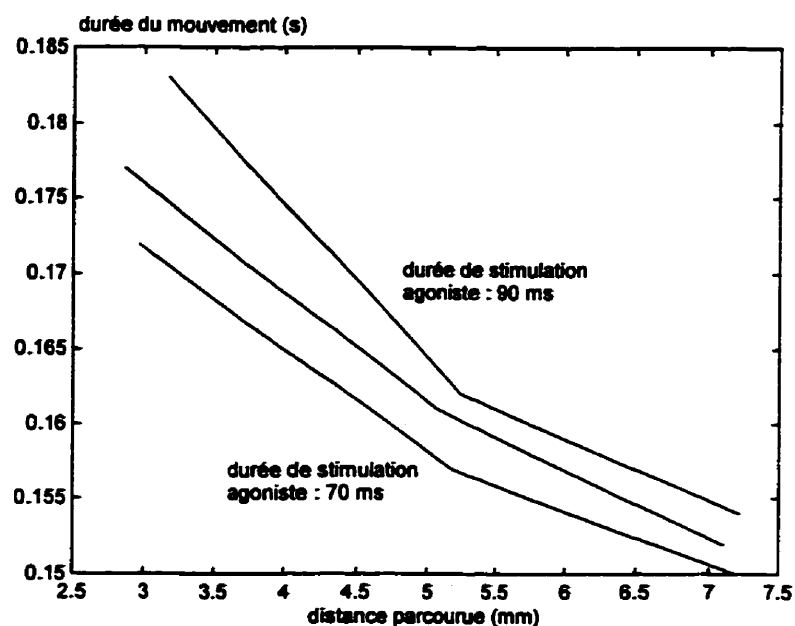


Figure 4.7 Durée du mouvement en fonction de la distance parcourue (consulter l'annexe D pour les paramètres de stimulation utilisés)

#### 4.4 Conclusion

Il a été démontré au début de ce chapitre que les variations des caractéristiques mécaniques n'avaient aucun impact majeur sur le comportement général du muscle et que les résultats de simulations présentés aux chapitres II et III demeuraient valides. Par la suite, les grandes lignes d'une stratégie de stimulation pour un système uniarticulaire à deux muscles ont été suggérées et démontrées à l'aide de simulations. Cette stratégie pourrait, par exemple, être utilisée pour commander le coude chez les tétraplégiques. Il est évident que dans ce cas précis, il sera nécessaire d'ajouter un contrôleur en boucle fermée afin de limiter les mouvements de supination et de pronation de l'avant-bras. Aussi, dans tous les cas, un contrôleur supplémentaire sera requis afin d'ajouter de la précision au mouvement lors de la fin de la trajectoire du membre et aussi afin de compenser les effets de la gravité pour les mouvements s'effectuant dans le plan vertical. Finalement, ce même contrôleur devrait pouvoir s'adapter facilement aux caractéristiques particulières des différents individus ainsi qu'aux variations de caractéristiques musculaires d'un même individu dans le temps (amélioration de la force musculaire, fatigue, etc.).

## **CHAPITRE V**

### **SOURCE DE COURANT PROGRAMMABLE POUR LA STIMULATION NEUROMUSCULAIRE FONCTIONNELLE**

#### **5.1 Introduction**

Dans le chapitre précédent, les lignes directrices pour mettre au point une stratégie de stimulation dédiée à un implant moteur ont été énoncées. Toutefois, les affirmations qui y sont faites nécessitent d'être validées expérimentalement avant de débiter la mise au point d'un système de stimulation indépendant et autonome. Cette situation n'empêche cependant pas la mise au point de l'étage de sortie du stimulateur composé d'une source de courant qui est totalement indépendante de la stratégie de stimulation utilisée.

Puisque cet étage servira d'interface entre le stimulateur et les tissus biologiques, un certain nombre de caractéristiques sont souhaitables. Parmi les plus importantes, mentionnons la bidirectionnalité du courant de sortie ainsi qu'un décalage en courant continu (*DC offset*) pratiquement nul afin d'éviter l'accumulation nocive de charges dans les tissus nerveux. De plus, l'amplitude du courant de sortie devrait pouvoir être programmable afin de donner plus de flexibilité au stimulateur. Finalement, comme la source est destinée à un système portable et implantable, la puissance dissipée ainsi que la surface occupée devront être minimisées.

La source proposée dans ce chapitre est basée sur celle mise au point par St-Amand (1995) (figure 5.1). Deux versions de cette dernière, réalisées avec les technologies CMOS 1.2 $\mu\text{m}$  et 3  $\mu\text{m}$ , utilisaient une alimentation à 5 V et disposaient de 32 niveaux de courant. De plus, elles pouvaient fournir un courant maximal de 2 mA à une charge de 1K $\Omega$ , soit l'impédance typique d'un nerf. La nouvelle version présentée dans ce chapitre diffère de celle de St-Amand par sa capacité de fournir un courant maximal de 4 mA à une charge de 1K $\Omega$  et par sa linéarité améliorée. Elle a été développée en technologie BiCMOS 0.8  $\mu\text{m}$  à l'aide du logiciel Analog Artist de Cadence et les simulations ont été effectuées en utilisant le simulateur HSPICE.

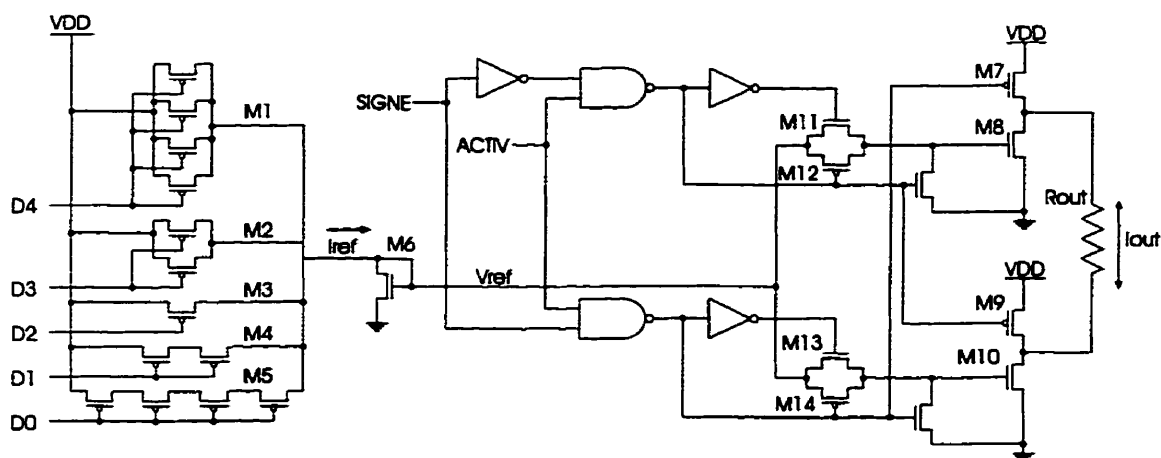


Figure 5.1 Source de courant développée par St-Amand (1995)

La source se divise en trois grandes parties qui seront décrites plus loin : le convertisseur numérique à analogique (CNA), la logique de commande et l'étage de sortie. Par la suite, des résultats de simulation seront présentés. Finalement, les considérations pour la fabrication de la source ainsi que les performances de la source fabriquée seront analysées.

## 5.2 Convertisseur numérique à analogique

Le convertisseur numérique à analogique (CNA) de type exponentiel utilisé par St-Amand comporte l'avantage d'occuper une superficie relativement faible tout en offrant une très bonne linéarité. Il se compose de cinq sources de courant pondérées de façon binaire (M1-M5) et commandées indépendamment par 5 bits d'activation (figure 5.2). Les sources sont composées de transistors identiques de type P et

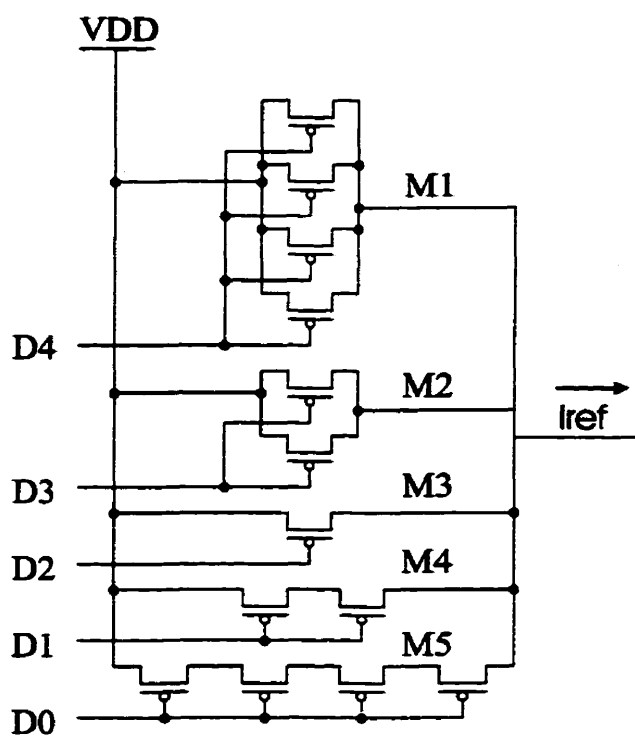


Figure 5.2 Convertisseur numérique à analogique mode courant

la pondération est réalisée en disposant les transistors en série ou en parallèle afin d'obtenir un courant plus faible ou plus grand que celui produit par un transistor seul. Plutôt que d'utiliser des nombres variables de transistors en série ou en parallèle, on aurait pu utiliser un seul transistor par source et en augmenter respectivement la longueur ou la largeur pour obtenir le même effet. Toutefois, les effets de bord auraient été différents d'un transistor à l'autre, ce qui aurait eu pour effet de diminuer l'appariement entre les différentes sources. Aussi, le fait d'utiliser à la fois des transistors en série pour la moitié des sources et d'autres en parallèle pour l'autre moitié permet de réduire la surface occupée par le CNA. Si, par exemple, seuls des transistors disposés en série avaient été utilisés, on aurait eu besoin de  $1 + 2 + 4 + 8 + 16 = 31$  transistors plutôt que des 13 nécessaires avec la disposition actuelle. Comme on peut le voir sur la figure 5.2, la valeur du courant de référence produit par le CNA est donnée par la somme des courants produits par chacune des sources actives. Par ailleurs, pour obtenir une linéarité acceptable, il faut s'assurer que les transistors composant les différentes sources de courant travaillent en saturation. Afin d'assurer cette condition, St-Amand (1995) a proposé l'utilisation d'une tension de grille supérieure à 0 V pour activer les transistors. Des résultats de simulation ont démontré que, tout comme pour St-Amand, l'utilisation d'une tension de grille de 2.5 V donnait de bons résultats.

### 5.3 Logique de commande

La logique de commande du circuit comporte deux entrées. L'entrée SIGNE, qui permet de déterminer le sens du courant à travers la charge et l'entrée ACTIV qui permet d'activer ou de désactiver la source de courant (figure 5.1). La taille des transistors utilisés pour réaliser les portes de la logique de commande est minimale. Ce choix est justifié par le fait que la surface du circuit doit être minimisée et que les fréquences de stimulation sont relativement faibles (inférieures à 1 KHz) et ne nécessitent pas des temps de commutation très rapides.

### 5.4 Étage de sortie

L'étage de sortie proposé par St-Amand (figure 5.1) est composé de 2 transistors de type P (M7 et M9) qui agissent comme commutateurs et de 2 transistors de type N (M8 et M10) branchés en miroir de courant et utilisés pour amplifier le courant de référence produit par le CNA. Cette architecture permet de faire circuler le courant dans un sens ou dans l'autre selon le couple de transistors P-N qui est activé.

Pour le présent projet, nous désirons obtenir un courant de sortie de 4 mA. Pour atteindre cet objectif, il est pratiquement impossible d'utiliser l'étage de sortie développé par St-Amand. En effet, un courant de 4 mA circulant dans une charge de 1 K $\Omega$  génère une tension de 4 V aux bornes de la charge. Avec un circuit alimenté à 5 V, il reste donc 1 V



à répartir sur les tensions drain-source ( $V_{ds}$ ) des transistors P et N. En utilisant un transistor P assez large ( $>200 \mu\text{m}$ ), on peut amener la tension drain-source à environ 0.3 V pour un courant de 4 mA. Il reste donc 0.7 V de disponibles pour la tension drain-source du transistor N. En considérant une tension de seuil ( $V_{th}$ ) de 0.8 V, ceci autorise donc une tension de grille-source ( $V_{gs}$ ) maximale de  $0.7 + 0.8 = 1.5 \text{ V}$  si l'on veut maintenir le transistor en saturation. Pour limiter  $V_{gs}$  à 1.5 V, il faut que le courant de référence ( $I_{ref}$ ) produit par le CNA soit très faible ou que la largeur du transistor de sortie du convertisseur (M6) soit assez élevée. Toutefois, dans un cas comme dans l'autre, la largeur (W) du transistor N de l'étage de sortie (M8 et M10) devra être immense puisque le gain du miroir est fixé par le ratio  $W_6/W_8$  (en considérant que les longueurs de  $M_6$  et de  $M_8$  sont identiques). Donc si  $W_6$  augmente ou si  $I_{ref}$  diminue,  $W_8$  doit augmenter proportionnellement pour compenser.

$$V_{gs8} = V_{gs6} = \sqrt{\frac{2I_{ref}}{\mu C_{ox}} \frac{L_6}{W_6}} + V_{th} \quad (5.1)$$

$$I_{out} = I_{ref} \frac{W_8}{W_6} \quad (5.2)$$

Le courant élevé suggère donc l'utilisation du transistor bipolaire qui peut fonctionner parfaitement jusqu'à une tension collecteur-émetteur ( $V_{ce}$ ) d'environ 0.4 V et une tension de base d'environ 0.7 V.

Une première solution proposée consiste à injecter directement le courant de référence produit par le CNA dans la base d'un transistor bipolaire (figure 5.3). On procède ensuite à l'ajustement des tailles des transistors du CNA pour faire en sorte que le courant de référence maximal produise un courant de 4 mA à la sortie du transistor bipolaire. Cette solution fut cependant rejetée pour sa grande sensibilité aux variations de la valeur du gain du transistor bipolaire utilisé.

La seconde solution proposée et retenue consiste à utiliser un miroir de courant fait de transistors bipolaires (figure 5.4). Le nombre de transistors utilisés pour former le miroir de courant est déterminé par le même critère de consommation maximale défini par St-Amand soit :

$$P_{\text{totale}} < 1.1 \text{ VDD } I_{\text{max}} \quad (5.3)$$

L'utilisation d'un miroir de courant d'un gain de 11 est suffisant pour satisfaire cette contrainte. Notons que la procédure d'ajustement du courant de référence demeure la même que celle énoncée pour la solution précédente. Pour permettre la bidirectionnalité du courant, deux solutions étaient envisageables. La première, illustrée à la figure 5.3, est semblable à celle utilisée par St-Amand. Elle consiste à utiliser deux miroirs de courant en transistors bipolaires identiques ainsi que deux transistors de type P agissant comme commutateurs.

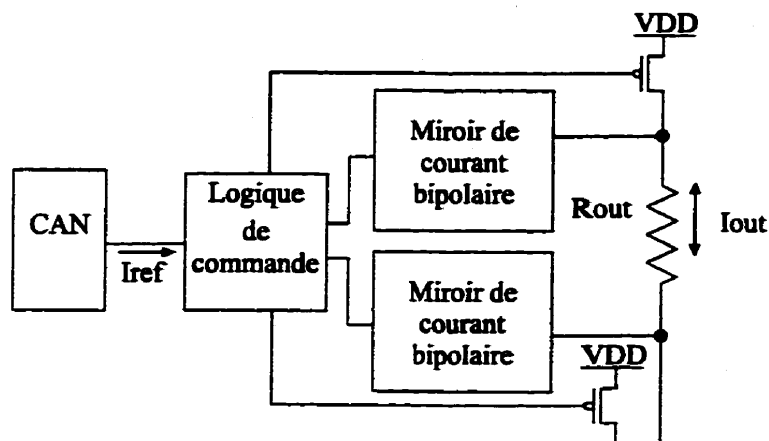


Figure 5.3 Première solution proposée pour l'étage de sortie à 4 mA

La seconde solution proposée est d'utiliser une architecture en H. Illustrée à la figure 5.4, cette technique consiste à placer un transistor P et un N à chaque extrémité de la charge. Ces transistors sont utilisés comme commutateurs et servent à diriger le courant dans un sens en activant la paire P1-N1 et dans l'autre en activant la paire P2-N2. De cette manière, un seul miroir de courant est nécessaire pour produire le courant dans les 2 directions mais 4 transistors agissant comme commutateurs sont requis pour aiguiller le courant dans la direction choisie. Les deux méthodes requièrent une surface de silicium comparable. Cependant, la seconde solution comporte un net avantage sur la première lorsque l'on considère la question de la composante continue du courant de sortie.

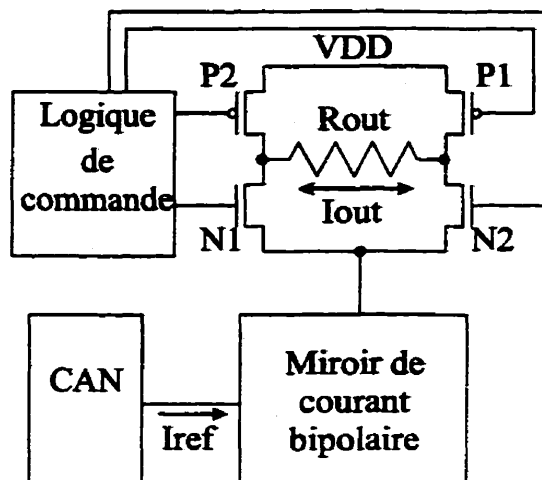


Figure 5.4 Seconde solution proposée pour l'étage de sortie à 4 mA

En effet, il a été montré par St-Amand que la principale cause de la composante continue d'une onde biphasique provient de la différence entre les amplitudes des phases négatives et positives. Dans le cas du premier circuit, une différence entre les amplitudes positives et négatives pourra apparaître si les deux miroirs de courant ne sont pas identiques. Or, les procédés de fabrication sont sujets à une certaine variabilité et nous n'avons aucune garantie que les dopants seront répartis uniformément à travers le circuit. Ce problème est cependant absent dans la deuxième solution proposée. En utilisant le même courant de référence et le même miroir de courant pour produire la sortie, indépendamment de la direction du courant, ce circuit assure une composante en courant continu très faible. Seule l'erreur sur les tailles des transistors P et N servant à aiguiller le courant pourrait avoir une influence. Toutefois, ces derniers sont très larges ( $W > 100 \mu\text{m}$ ) et même une

variation de 5% sur leur taille n'aura que très peu de conséquences. Pour cette raison, la deuxième solution sera retenue. Le circuit final proposé est présenté à la figure 5.5.

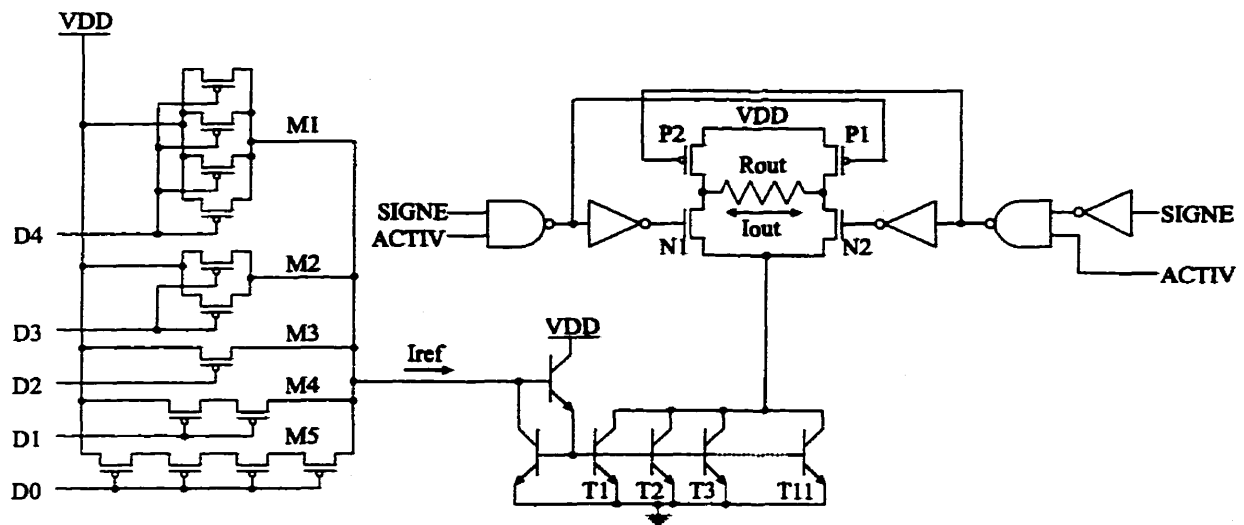


Figure 5.5 Solution retenue pour l'architecture de la source de courant

### 5.5 Résultats de simulation

Les résultats de simulation montrent que la source présente les caractéristiques recherchées. La puissance dissipée par la source lors de la production du courant maximal est de 21.7 mW. De plus, elle affiche une non-linéarité différentielle de 0.106 LSB (13.7  $\mu$ A) et une non-linéarité intégrale de 0.387 LSB (<50  $\mu$ A). Ces caractéristiques sont satisfaisantes, compte tenu du type d'application. Les figure 5.6 et 5.7 présentent des résultats de simulation du circuit proposé.

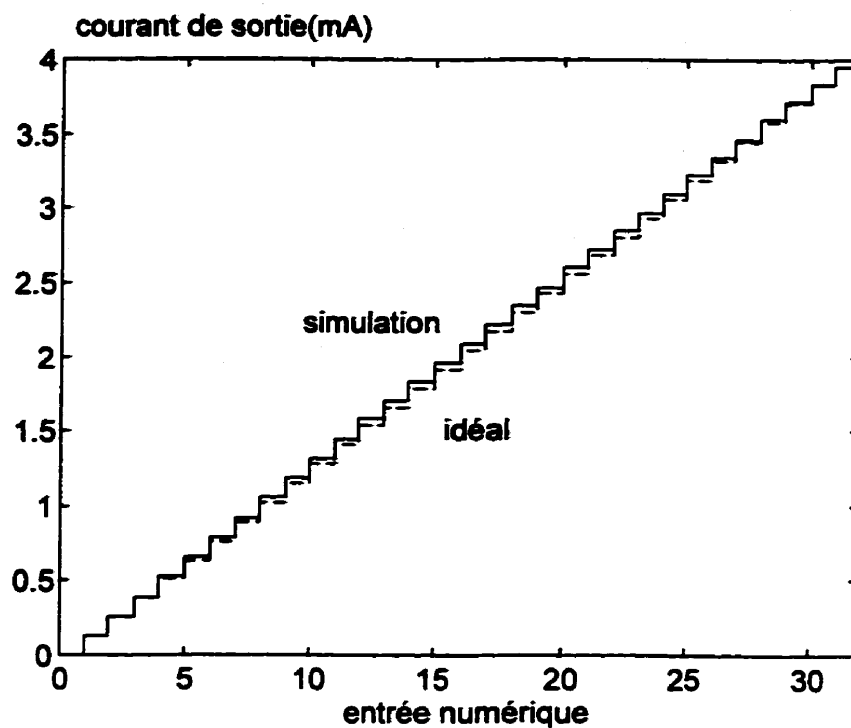


Figure 5.6 Résultat de la simulation de la source de courant

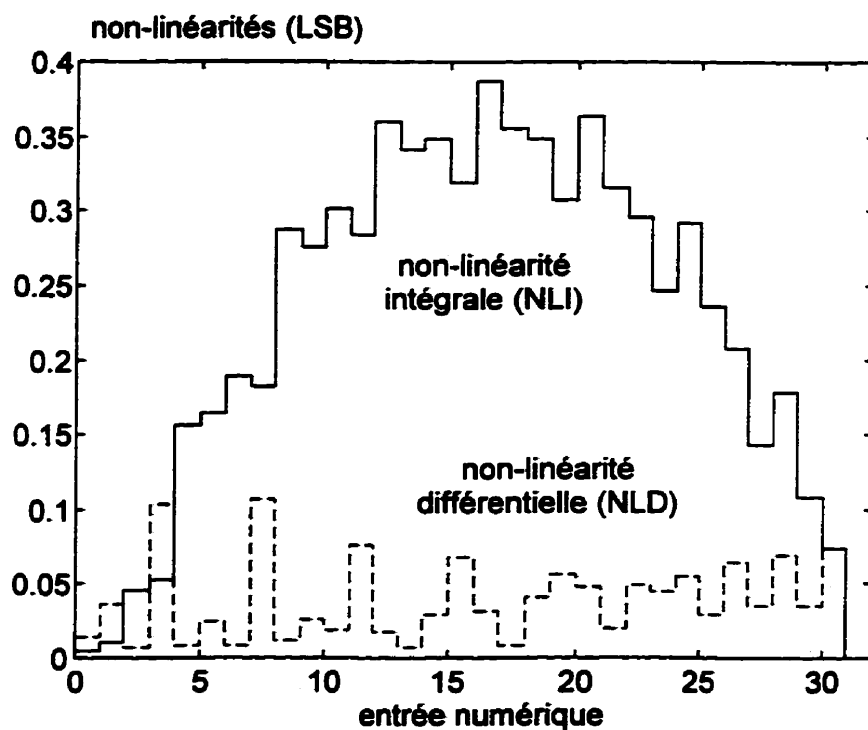


Figure 5.7 Erreurs dues aux non-linéarités de la source de courant simulée

Pour des fins comparatives, les performances du circuit proposé seront évaluées selon un facteur de qualité  $Q$ , à minimiser, défini par St-Amand comme :

$$Q = A \times L \quad (5.4)$$

où  $A$  est la surface occupée par les transistors (en  $\mu\text{m}^2$ ) et  $L$  le facteur de linéarité du courant de sortie. Ce dernier est défini par :

$$L = \text{NLI} + \text{NLD} \quad (5.5)$$

où  $\text{NLI}$  et  $\text{NLD}$  sont respectivement les non-linéarités intégrale et différentielle maximales du courant de sortie exprimées en LSB.

Le Tableau 5.1 regroupe ces différentes valeurs pour les circuits développés par St-Amand et pour la nouvelle version présentée ici. On y remarque que la solution proposée occupe une surface comparable à celle occupée par la source réalisée par St-Amand en CMOS  $3\ \mu\text{m}$ . Ceci s'explique par le fait que, malgré une technologie plus compacte, la production d'un courant de sortie élevé nécessite de très gros transistors pour éviter la saturation. Du point de vue de la linéarité, on constate que la solution proposée ici est légèrement meilleure que les deux réalisations de St-Amand et qu'elle demeure compétitive du point de vue du facteur de qualité.

**Tableau 5.1** Comparaison des caractéristiques de la source développée par St-Amand (1995) et de la nouvelle version proposée

Circuit	A ( $\mu\text{m}^2$ )	L	Q
St-Amand (CMOS 3 $\mu\text{m}$ )	1698	1.10	1867.8
St-Amand (CMOS 1.2 $\mu\text{m}$ )	678	0.54	366.1
Source proposée (BiCMOS 0.8 $\mu\text{m}$ )	1765	0.493	870.1

### 5.6 Considérations pratiques pour la fabrication

Même si un circuit analogique donne de bons résultats lors des simulations fonctionnelles, une attention particulière doit être apportée à la conception des dessins de masques. Deux éléments sont particulièrement sensibles aux déviations du procédé de fabrication. Il y a tout d'abord le CNA, puisque c'est sur lui que repose toute la linéarité du circuit. De plus, c'est aussi lui qui fixe l'amplitude du courant de référence et par conséquent l'amplitude du courant de sortie. En deuxième lieu, il y a le miroir de courant qui doit amplifier correctement le courant de référence afin d'obtenir une sortie dans les plages de courant désirées.

Afin de limiter les effets de la non-uniformité de la répartition des dopants lors de la fabrication, une géométrie de type centre de masse commun (Gray et Meyer, 1993) a



été utilisée pour le CNA et le miroir de courant. La figure 5.8 illustre la configuration utilisée pour le CNA. Notons que si le CNA avait été conçu à l'aide de 5 transistors de tailles variables plutôt que de plusieurs transistors de tailles identiques, cette configuration n'aurait pas pu être utilisée. Finalement, soulignons que des anneaux de garde ont été disposés autour des transistors de sortie et du miroir de courant. Cette mesure de protection permet de s'assurer qu'aucun courant de fuite ne viendra perturber le CNA ou ne risquera de causer l'apparition de thyristors parasites («*latch-up*») (Savaria, 1988) dans la circuiterie numérique entourant la source. Le dessin de masque final de la puce est illustré à la figure 5.9.

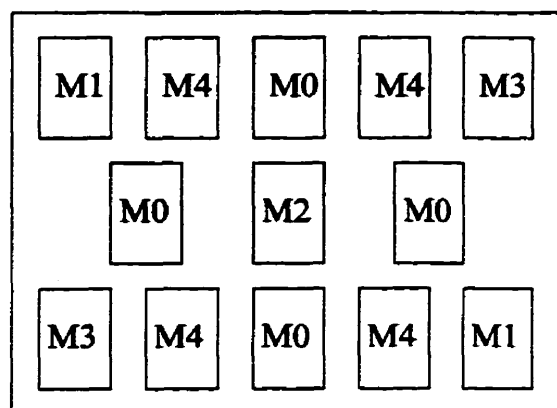


Figure 5.8 Géométrie de type centre de masse commun utilisée pour le CNA

### **5.7 Performances du circuit fabriqué**

La source de courant présentée ici a été utilisée lors de la réalisation d'un stimulateur vésical intégré (Robin, 1998). Le stimulateur était conçu de manière à permettre le test de la source de courant indépendamment du reste du circuit. Une photo de la source a été prise au microscope optique et est présentée à la figure 5.10. Les premiers résultats expérimentaux révélèrent la présence d'un court-circuit entre l'entrée et la sortie de l'inverseur utilisé pour activer le transistor N1. Ce court-circuit avait pour conséquence de laisser continuellement les transistors P1 et N1 en conduction partielle, qu'ils soient activés ou non. Une microchirurgie au laser effectuée au département de génie physique de l'École Polytechnique de Montréal a permis de remédier à ce problème. L'opération consistait à couper la portion du fil responsable du court-circuit à l'aide d'un faisceau laser précis et de puissance appropriée. Il était particulièrement important que le faisceau ne soit pas trop fort afin de ne pas endommager les transistors constituant l'inverseur qui étaient situés en dessous du court-circuit.

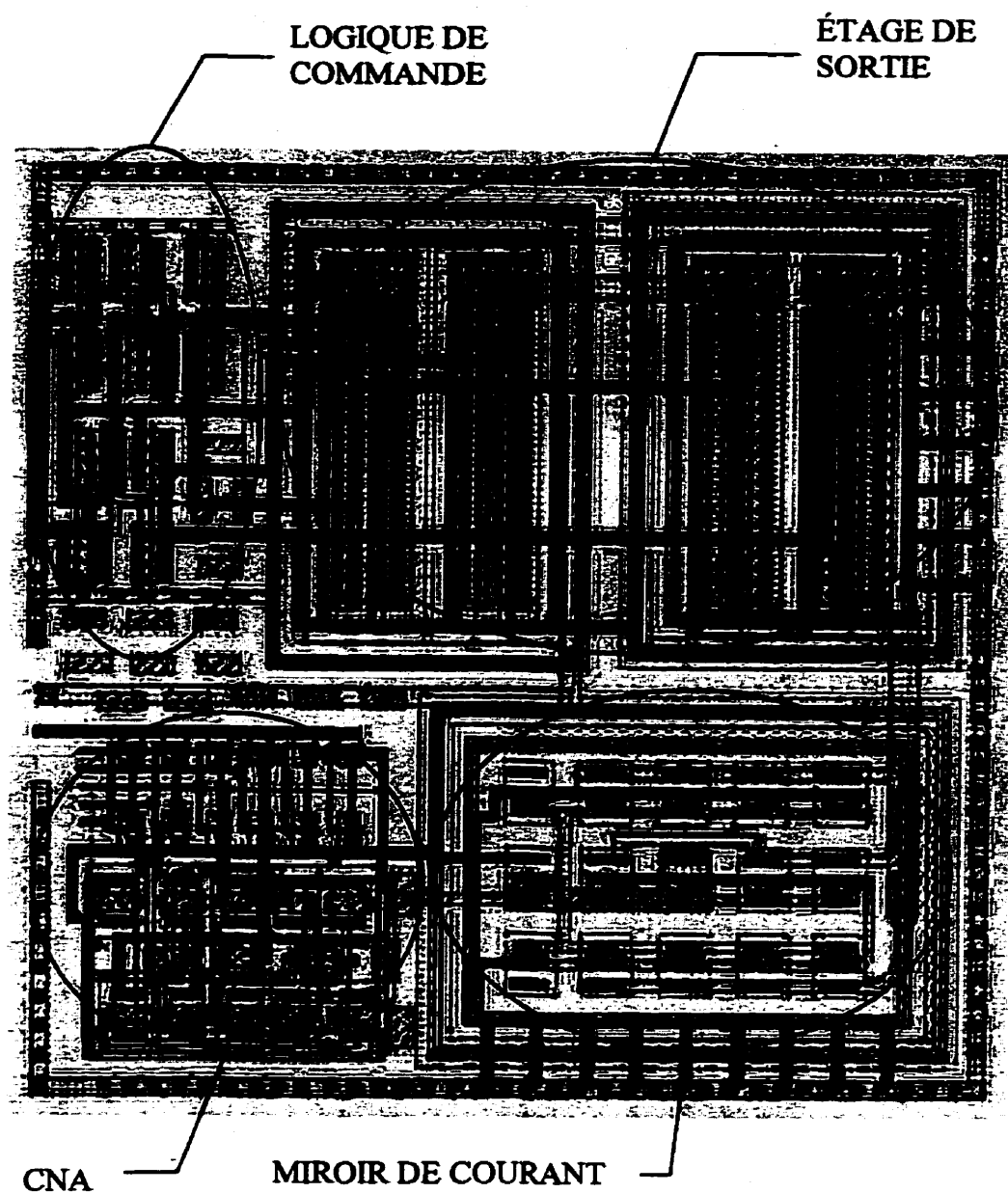


Figure 5.9 Dessin de masque de la source de courant

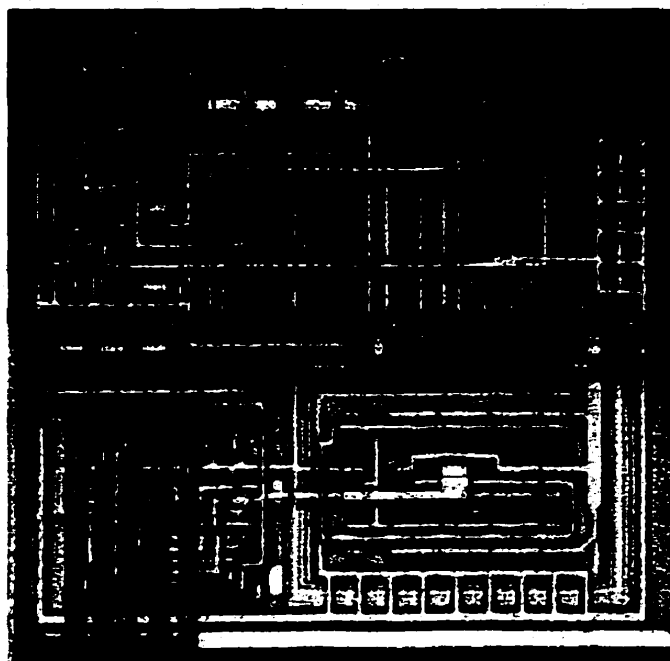


Figure 5.10 Microphotographie de la source de courant

Les résultats expérimentaux obtenus suite à l'opération furent meilleurs. Toutefois, on y remarque que les bits d'activation D1 et D2 semblent collés à 1, probablement suite à la microchirurgie. Ce problème n'empêche cependant pas la prise de mesure et l'évaluation partielle des performances de la source réalisée. Les figures 5.11 et 5.12 illustrent les performances de la source en comparaison avec une source idéale tandis que les figures 5.13 et 5.14 donnent les performances de la source en comparaison avec une source idéale dont les bits d'activation D1 et D2 sont collés à 1. On peut y observer une non-linéarité intégrale de 1.246 LSB et une non-linéarité différentielle maximale de 0.143 LSB.

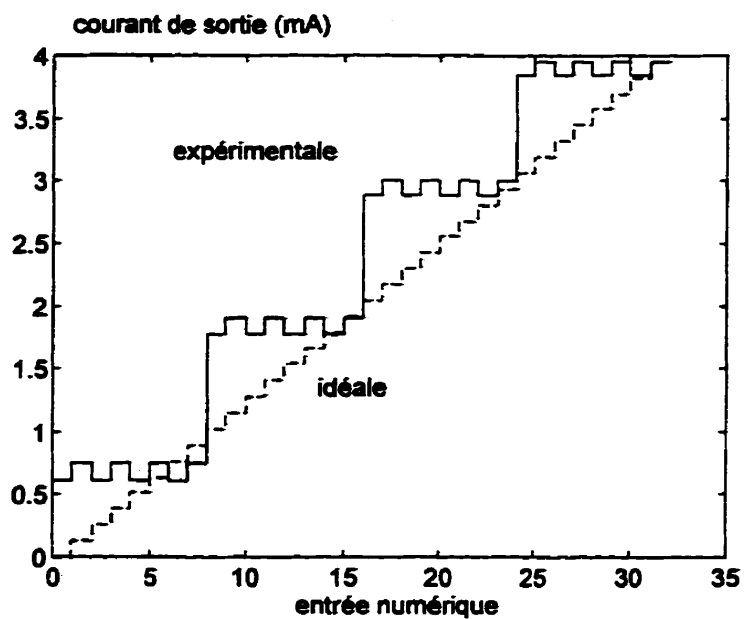


Figure 5.11 Comparaison de la sortie expérimentale avec la sortie idéale

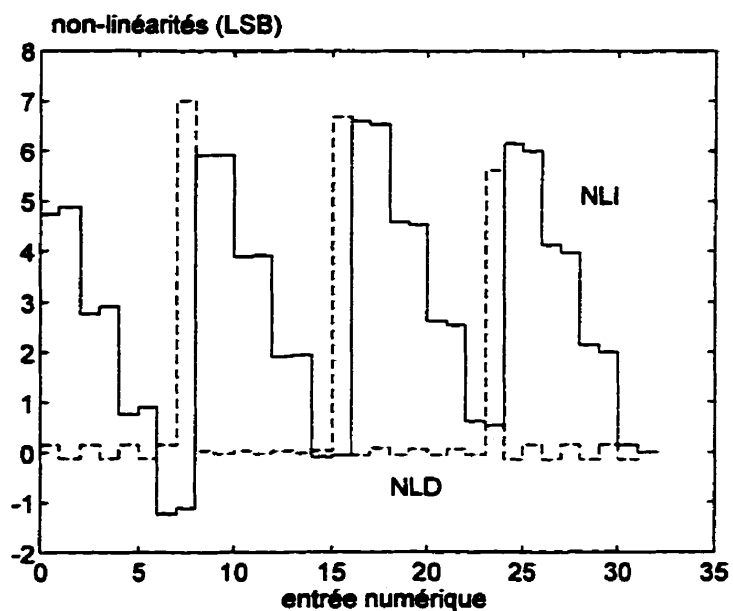


Figure 5.12 Non-linéarités de la sortie expérimentale VS une sortie idéale

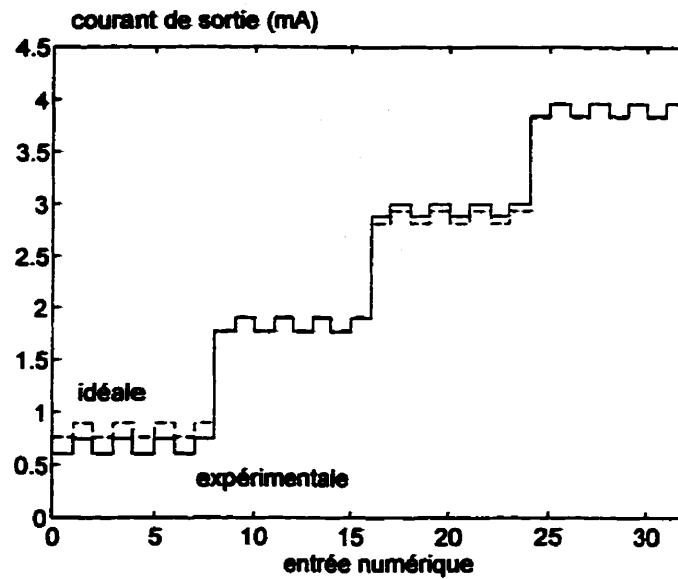


Figure 5.13 Comparaison de la sortie expérimentale avec la sortie idéale d'une source ayant les bits de commande D1 et D2 collés à 1

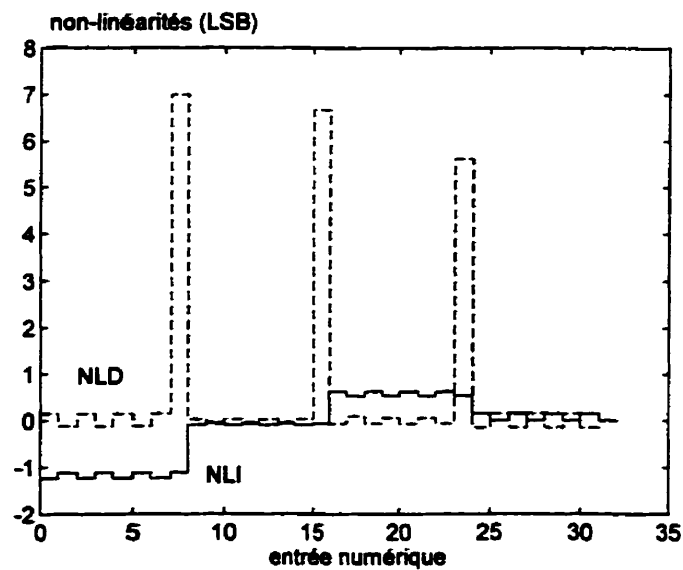


Figure 5.14 Comparaison de la sortie expérimentale avec la sortie idéale d'une source ayant les bits de commande D1 et D2 collés à 1

## 5.8 Discussion

Les performances obtenues sont moins bonnes que celles prévues par les simulations. Les causes de ces moins bons résultats peuvent être multiples. On peut penser que le court-circuit ou l'opération au laser ainsi que les multiples manipulations ont pu détériorer les performances du circuit. Toutefois, les résultats obtenus ne sont pas mauvais non plus et ils laissent supposer que l'architecture proposée mérite d'être exploitée dans des versions futures. De plus, les valeurs des courants circulant dans les deux directions sont à toute fin pratique identiques. Cette performance assure donc une accumulation de charge minimale dans les tissus nerveux lors de la stimulation et incitent à poursuivre les développements à partir de l'architecture proposée ici.

D'un côté plus pratique, mentionnons que toutes les applications de SÉF ne nécessitent pas un courant aussi élevé que 4 mA. La source peut être modifiée facilement pour accommoder ces situations. Afin de diminuer le courant de sortie maximal il suffit de diminuer le nombre de transistors formant le miroir de courant bipolaire par un facteur  $k$ . Il en résultera une diminution de la valeur du courant de sortie par un facteur  $k$ , et ce, sans aucune perte de linéarité. Aussi, cette nouvelle source pourra être utilisée avec une charge (un nerf) d'impédance  $k$  fois plus élevée sans montrer de signes de saturation. Cet avantage est non négligeable puisque l'impédance d'un nerf a tendance à augmenter dans les jours suivant la pose de l'électrode (Rattay, 1990).

## CONCLUSION

Ce mémoire vient s'ajouter aux travaux de recherche sur les mouvements rapides produits artificiellement par SÉF en offrant une nouvelle approche reliant la cinématique du mouvement aux paramètres de stimulation.

À travers ce mémoire, une revue des connaissances actuelles concernant la planification, la réalisation et les caractéristiques des mouvements rapides a été présentée. De plus, des notions de base concernant le fonctionnement et la modélisation musculaire ont été exposées. Finalement, une revue des principes de stimulation électrique fonctionnelle a été effectuée.

Dans le deuxième chapitre, deux modèles d'un muscle simple, l'un isotonique, l'autre isométrique, ont été simulés pour diverses combinaisons de paramètres de stimulation. L'analyse du comportement cinématique des deux modèles a révélé de grandes similarités. De plus, il a été observé que la durée du mouvement ainsi que la distance parcourue variaient linéairement avec la durée de stimulation.

Au cours du troisième chapitre, un modèle de bras simple composé d'une articulation et de deux muscles, l'un agoniste, l'autre antagoniste, a été mis au point. Le modèle a été simulé dans des conditions isotoniques. Les résultats ont démontré que la distance parcourue était proportionnelle au logarithme du produit du nombre d'impulsions par le niveau de recrutement. Ce produit de paramètres de stimulation fut appelé facteur



agoniste. Il a aussi été observé que la distance parcourue diminuait proportionnellement à l'augmentation du facteur antagoniste. Il fut remarqué que la durée du mouvement était pour sa part principalement influencée par le niveau de recrutement du muscle antagoniste. Mentionnons que le type de stimulation utilisé (période de stimulation constante versus durée de stimulation constante) n'avait pas d'influence notable sur les résultats de simulation. Finalement, notons que les mêmes simulations furent effectuées sur un modèle de bras isométrique. Les résultats obtenus montraient que les paramètres de stimulation du muscle antagoniste n'avaient que très peu d'effet sur la distance virtuelle parcourue ainsi que sur la durée du mouvement. Cette observation est expliquée par le fait que le muscle antagoniste ne se comporte pas de la même façon lors d'une contraction isométrique que lors d'une contraction excentrique.

Le quatrième chapitre présentait quelques simulations dont le but était de généraliser les résultats observés précédemment. Plus particulièrement, les effets des variations de la force maximale des muscles et de leur vitesse de réaction ont été analysées. Quelques simulations où le mouvement était effectué avec une charge inertielle ont aussi été présentées. Suite à la généralisation des résultats précédents, une stratégie de stimulation simple et destinée à être implantée dans un stimulateur neuromusculaire à été exposée et vérifiée à l'aide de simulations.

Finalement, le cinquième chapitre présentait la mise au point et les résultats de fabrication d'une source de courant destinée à la stimulation neuromusculaire. La source développée peut produire 32 niveaux de courant différents compris entre 0 et 4 mA dans une charge de 1 k $\Omega$ . Elle a fait preuve d'une linéarité suffisante pour l'application visée ainsi qu'une dissipation de puissance acceptable. De plus, la source présentée comporte l'avantage d'être facilement modifiable afin d'être utilisée dans des situations où l'impédance de la charge augmente.

### **Travaux futurs**

Les observations et les analyses présentées dans ce mémoire ne sont que purement théoriques, puisque basées sur des simulations qui sont elles-mêmes basées sur des modèles qui ne reproduisent que globalement et partiellement les comportements du système neuromusculosquelettique. Il est donc impératif à la poursuite de ces travaux d'effectuer des expériences en laboratoire afin de valider et probablement améliorer la stratégie de stimulation proposée. Ces expériences pourraient être effectuées sur des êtres humains en utilisant une stimulation de surface, ou encore sur des animaux par stimulation neurale. Dans les deux cas, un système de stimulation flexible et facilement modifiable réalisant la stratégie de stimulation proposée devra être développé. Le besoin de flexibilité suggère l'utilisation d'un ordinateur comme unité de commande pour les premières expériences de validation de la stratégie.

Une fois que la stratégie de stimulation sera validée et probablement améliorée, il deviendra nécessaire de se pencher sur la mise au point d'un contrôleur en boucle fermée. Ce dernier sera utilisé pour stabiliser les mouvements en fin de trajectoire ainsi que pour contrer les forces externes, telle la gravité, lors des périodes sans mouvements. Des contrôleurs de ce genre ont déjà été présentés par Bernotas (1986), Bobet (1993) et Shue et al. (1995). Encore une fois, une implantation sur ordinateur semble la plus appropriée afin de pouvoir tester et modifier rapidement les différents types de contrôleurs.

À plus long terme, un problème de taille devra être solutionné. Étant donné que le système à développer est destiné à l'usage de personnes tétraplégiques, il deviendra impératif de mettre au point une méthode de commande appropriée. Par définition, le tétraplégique ne peut utiliser ses bras ou ses jambes. Il ne reste donc comme moyens de commande possibles les mouvements de la tête et des yeux, la parole et l'activité électrique du cortex cérébral (la pensée). Un système à commande exclusivement vocale semble assez difficile à réaliser. Il serait en effet compliqué, peu pratique et peu efficace pour l'utilisateur de devoir fournir, par exemple, les coordonnées dans l'espace du point d'arrivée de sa main!

Un système basé sur l'observation des mouvements des yeux qui serait combiné à une activation vocale semble une avenue intéressante. L'utilisateur n'aurait qu'à regarder la cible à atteindre et donner vocalement l'ordre de déplacer la main vers cette cible.

L'intérêt de cette méthode est que le système de suivi du mouvement des yeux existe déjà. Le plus gros problème demeure cependant de le miniaturiser afin de le rendre portable, sans pour autant diminuer sa précision.

L'utilisation des mouvements de la tête pourrait être la solution combinant le mieux simplicité de réalisation et efficacité. En effet, la grande variété des mouvements réalisables devrait permettre le codage d'un grand nombre de mouvements de bras. De plus, il suffirait de quelques capteurs de vitesse et/ou d'accélération bien disposés afin de pouvoir retirer toute l'information des mouvements de la tête. Notons qu'il serait probablement nécessaire d'ajouter une commande vocale afin de permettre l'activation et la désactivation du système.

Finalement, la solution ultime consisterait à disposer un certain nombre d'électrodes sur le cortex moteur afin d'y lire directement les instructions de déplacement. Un tel système a déjà été expérimenté sur un singe par Schmidt (1980). Toutefois, la tâche effectuée ne consistait pas à effectuer un déplacement mais plutôt à faire allumer une lumière parmi une série de 8 lumières. Pour effectuer le choix de la lumière à allumer, le singe devait moduler de façon appropriée la fréquence d'activation d'un neurone auquel était reliée une électrode. Il demeure toutefois à vérifier si l'être humain peut apprendre efficacement et rapidement à commander un stimulateur à l'aide de son activité neuronale. De plus, la dérive mécanique des électrodes semble poser certains problèmes.

Finaleme<sup>nt</sup>, mentionnons que de nombreuses autres améliorations pourraient être apportées à la stratégie de stimulation proposée. Entre autres, il serait important d'étudier la réalisation de mouvements dans l'espace tridimensionnel. Dans cette optique, la généralisation du présent modèle à un modèle biarticulaire serait bienvenue. Cette amélioration du modèle devra cependant tenir compte des couples d'interaction entre les deux segments. De plus, il deviendra aussi capital de tenir compte des muscles qui contribuent au maintien des articulations, en plus de ceux qui contribuent à la réalisation du mouvement. Finaleme<sup>nt</sup> une généralisation du modèle comportant plusieurs muscles par articulation est inévitable.

Comme on peut le constater, il reste encore considérablement de travail à faire avant d'en arriver à un système qui pourra un jour approcher les performances du corps humain. En espérant que ce qui a été présenté dans ce mémoire puisse contribuer à avancer dans cette direction, je salue la détermination de ceux qui travailleront à la poursuite de cet objectif.

## RÉFÉRENCES

- ALLIN, J., INBAR, G.F. (1986). FNS Parameter Selection and Upper Limb Characterization. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 33, 809-817.
- BALTHAZAR, M., MOUNTIAN, I., WILLEMS, P. (1996). On the Neuro-Muscular Control of Trochlean Joints. Journal of Biomechanical Engineering, 118, 349-356.
- BARATTA, R., SOLOMONOW, M. (1990). The Dynamic Response Model of Nine Different Skeletal Muscles. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 37, 243-251.
- BERNOTAS, L.A., CRAGO, P.E., CHIZECK, H.J. (1986). A discrete-Time Model of Electrically Stimulated Muscle. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 33, 829-838.
- BOBET, J., STEIN, R.B., OGUZTÖRELI, M.N. (1993). a Linear Time-Varying Model of Force Generation in Skeletal Muscle. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 40, 1000-1006.
- BOYER, A., SAWAN, M. (1995). Stimuli Generator Dedicated for an Implantable Visual Stimulator. EMBC95, article 7.1.12.4.

COOKE, J.D., BROWN, S.H. (1994). Movement-related phasic muscle activation. III. The duration of phasic agonist activity initiating movement. Experimental Brain Research, 99, 473-482.

CRAGO, P.E. (1992). Muscle Input-Output Model: The Static Dependence of Force on Length, Recruitment, and Firing Period. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 39, 871-874.

CRAGO, P.E., MEMBERG, W.D., USEY, M.K., KEITH, M.W., KIRSCH, R.F., CHAPMAN, G.L., KATORGI, M.A., PERRAULT, E.J. (1998). An Elbow Extension Neuroprosthesis for Individuals with Tetraplegia. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 6, 1-6.

DINNEEN, J.A., HEMANI, H. (1993). Stability and Movement of a One-Link Neuromusculoskeletal Sagittal Arm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 40, 541-548.

DORGAN, S.J., O'MALLEY, M.J. (1997). A Nonlinear Mathematical Model of Electrically Stimulated Skeletal Muscle. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 5, 179-193.

DUPUIS, M., LECLAIRE, R. (1991). Unité motrice fonctionnelle, Pathologie médicale de l'appareil locomoteur, deuxième édition, Edisem, Saint-Hyacinthe, 57-77.

DURFEE, W.K., PALMER, K.I. (1994). Estimation of Force-Activation, Force-Length, Force-Velocity Properties in Isolated, Electrically Stimulated Muscle. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 41, 205-216.

FELDMAN, A. (1986). Once more on the equilibrium-point hypothesis (1 model) for motor control. Journal of Motor Behavior, 18, 17-54.

FREUND, H.-J., BÜDINGEN, H.-J. (1978). The Relationship between Speed and Amplitude of the Fastest Voluntary Contractions of Human Arm Muscles. Experimental Brain Research, 31, 1-12.

GABRIEL, D.A. (1995). Muscle Activation Patterns for Goal-Directed Multijoint Arm Movements, Thèse de doctorat, McGill University, Canada.

GIAT, Y., MIZRAHI, J., LEVY, M. (1993). A Musculotendon Model of the Fatigue Profiles of Paralyzed Quadriceps Muscle Under FES, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 40, 664-673.

GIELEN, C.C.A.M., VAN DEN OOSTEN, K., PULL TER GUNNE, F. (1985). Relation Between EMG Activation Patterns and Kinematic Properties of Aimed Arm Movements. Journal of Motor Behavior, 17, 421-442.



GONZALEZ, R.V., HUTCHINS, E.L., BARR, R.E., ABRAHAM, L.D. (1996). Development and Evaluation of a Musculoskeletal Model of the elbow Joint Complex. Journal of Biomedical Engineering, 118, 32-40.

GORDON, J., GHEZ, C. (1987). Trajectory control in targeted force impulses : II. Pulse height control. Experimental Brain Research, 67, 241-252.

GOTTLIEB, G.L., CHEN, C.-H., CORCOS, D.M. (1995). Relations between joint torques, motion, and electromyographic patterns at the human elbow. Experimental Brain Research, 103, 164-167.

GRAY, P. R., MEYER, R. G. (1993). Operational Amplifiers, Analysis and Design of Analog Integrated Circuits, third edition, John Wiley & Sons, Inc., New-York, 409-478.

HILL, A.V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proceedings of the Royal Society, B126, 136-195.

HOFFMANN, E.R. (1995). Effect of transported mass and constant force on times for ballistic and visually-controlled movements, Ergonomics, 38, 951-970.

HOLLERBACH, J.M., FLASH, T. (1982). Dynamic Interactions Between Limb Segments During Planar Arm Movement. Biological Cybernetics, 44, 67-77.

JORDAN, M.I., FLASH, T., ARNON, Y. (1994). A model of the learning of arm trajectories from spatial targets. Journal of Cognitive Neuroscience, 6, 359-376.

KARST, G.M., HASAN, Z. (1991). Timing and magnitude of electromyographic activity for two-joint arm movements in different directions. Journal of Neurophysiology, 66, 1594-1604.

LEHMAN, S.L., LUM, P.S. (1993). Fast Movements Exhibit Spring-like Braking. IEEE Engineering in Medicine and Biology 15<sup>th</sup> annual conference, 1, 1161-1162.

NOUGIER, V., BARD, C., FLEURY, M. TEASDALE, M., COLE, J. FORGET, R., PAILLARD, J., LAMARRE, Y. (1996). Control of single-joint movements in deafferented patients : evidence for amplitude coding rather than position control. Experimental Brain Research, 109, 473-482.

MCARDLE, WD., KATCH, F., KATCH, V. (1989). Physiologie de l'activité physique, énergie, nutrition et performance, éditions Vigot, Paris.

MORTIMER, J.T., AGNEW, W.F., HORCH, K., CITRON, P., CREASEY, G. KANTOR, C. (1995). Perspectives On New Electrode Technology For Stimulating Peripheral Nerves with Implantable Motor Prostheses. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 3, 145-154.

PLAMONDON, R. (1995a). A kinematic theory of rapid human movements. Part I. Movement representation and generation. Biological Cybernetics, 72, 295-307.

PLAMONDON, R. (1995b). A kinematic theory of rapid human movements. Part II. Movement time and control. Biological Cybernetics, 72, 309-330.

PLAMONDON, R. (1998). A kinematic theory of rapid human movements. Part III. Kinetic outcomes. Biological Cybernetics, 78, 133-145.

RATTAY, F. (1990). Electrical Nerve Stimulation, Springer-Verlag Wien New-York, 264 p.

ROBIN, S. (1998). Réalisation et tests d'un système de stimulation électrique implantable dédié à la stimulation neurale sélective, Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Canada.

SAVARIA, Y. (1988). Technologies et procédés de fabrication CMOS, Conception et vérification des circuits VLSI, 63-129.

SAWAN, M., DUVAL, F., LI, J.-S., HASSOUNA, M., ELHILALI, M.M. (1993). A new bladder stimulator - hand held controller and miniaturized implant : preliminary results in gogs. Biomedical Instrumentation Technology, 27, 143-149.

SCHEINER, A. MORTIMER, J.T, (1990). Imbalance Biphasic Electrical Stimulation : Muscle Tissue Damage. Annals of Biomedical Engineering, 18, 407-424.

SCHMIDT, E.M. (1980). Single neuron recording from motor cortex as a possible source of signals for control of external devices. Annals of Biomedical Engineering, 8, 339-349.

SHUE. G., CRAGO, P.E., CHIZECK, H.J. (1995). Muscle-Joint Models Incorporating Activation Dynamics, Moment-Angle, and Moment-Velocity Properties. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 42, 212-223.

SOLOMONOW, M. (1984). External Control of the Neuromuscular System. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 31, 752-763.

ST-AMAND, R. (1995). Conception d'une source de courant servant d'étage de sortie à un stimulateur neuromusculaire, Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Canada.

VANDER, A.J., SHERMAN, J.H., LUCIANO, D.S. (1976). Human Physiology, second edition, McGraw-Hill, New York.

VANDER, A.J., SHERMAN, J.H., LUCIANO, D.S., GONTIER, J.R. (1989). Muscle, Physiologie humaine, deuxième édition, Mc Graw Hill, Montréal, 251-296

VIRJI-BABUL, N., COOKE, J.D. (1995). Influence of joint interactional effects on the coordination of planar two-joint arm movements. Experimental Brain Research, 103, 451-459.

WARMOES, P. (1995). Générateur de lognormales à partir de séquences de neurones.  
Projet de fin d'études, École Polytechnique de Montréal, Canada.

WEXLER, A.S., DING, J., BINDER-MACLEOD, S. A. (1997). A Mathematical Model that Predicts Skeletal Muscle Force. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 44, 337-348.

WOLPERT, D.M., GHAHRAMANI, Z., JORDAN, M.I. (1995). Are arm trajectories planned in kinematic or dynamic coordinates? An adaptation study. Experimental Brain Research, 103, 460-470.

ZOU, B.-H., BARATA, R., SOLOMONOW, M. (1987). Manipulation of Muscle Force with Various Firing Rate and Recruitment Control Strategies. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 34, 128-139.

## ANNEXE A

### MODÈLE DE MUSCLE ISOMÉTRIQUE

Le modèle de muscle isométrique mis au point par Wexler et al. (1997) a été utilisé pour réaliser les différentes simulations en conditions isotoniques. Le comportement du modèle peut être décrit à l'aide des équations A.1 à A.13.

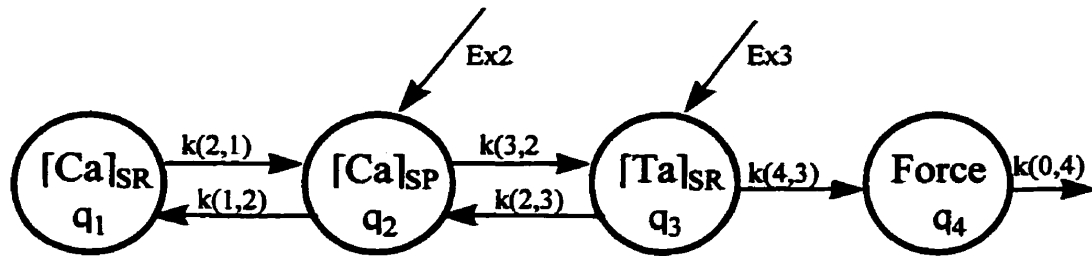


Figure A.1 Modèle de muscle isométrique

$$[q1] = 0.001 \quad (A.1)$$

$$\frac{d[q2]}{dt} = -\{k(3,2) + k(1,2)\}[q2] + k(2,3)[q3] + k(2,1)[q1] + Ex2 \quad (A.2)$$

$$\frac{d[q3]}{dt} = k(3,2)[q2] - \{k(2,3) + k(4,3)\}[q3] + Ex3 \quad (A.3)$$

$$\frac{d[q4]}{dt} = -k(0,4)[q4] + k(4,3)[q3] \quad (\text{A.4})$$

$$k(2,1) = k \quad (\text{A.5})$$

$$k(1,2) = k + k_0 \quad (\text{A.6})$$

$$k(3,2) = k_1[T_0][q2] \quad (\text{A.7})$$

$$k(2,3) = k_1[q2]^2 + k_2 \quad (\text{A.8})$$

$$k(4,3) = A \quad (\text{A.9})$$

$$k(0,4) = \frac{1}{\tau_1 + \tau_2 \frac{[q3]}{[T_0]}} + \frac{A[q3]}{F_m} \quad (\text{A.10})$$

$$Ex2 = (k_1[q2]^2 + k_2)[q3] - k_1[T_0][q2]^2 \quad (\text{A.11})$$

$$Ex3 = A[q3] \quad (\text{A.12})$$

$$k = \begin{cases} 1 & 0 < t_0 < 4 \text{ ms} \\ 0 & t_0 > 4 \text{ ms} \end{cases} \quad (\text{A.13})$$

Tableau A.1 Paramètres du modèle isométrique

Paramètre	Muscle gastrocnémien (rapide)	Muscle soléaire (lent)
q1	0.001	0.001
k0	81	93.1
k1	$4.57 \times 10^9$	$4.35 \times 10^9$
k2	0.167	0.033
T0	$6.66 \times 10^{-6}$	$8.58 \times 10^{-6}$
A	$1.70 \times 10^5$	$0.11 \times 10^5$
Fm	57.2	5.6
tau1	14.5	52.3
tau2	184	1358



## ANNEXE B

### MODÈLE DE MUSCLE ISOTONIQUE

Le modèle de muscle isotonique utilisé est basé sur celui développé par Durfee et Palmer (1994). Comme on peut le constater sur la figure B.1, le modèle se divise en 2 portions : l'élément contractile et les éléments passifs. Rappelons que la portion passive du modèle ainsi que la courbe de recrutement isométrique (CRI) ont été enlevées du modèle utilisé pour les simulations. Les tableaux B.1 à B.3 regroupent les différentes valeurs utilisées pour définir la vitesse de contraction du muscle, son comportement force-longueur et son comportement force-vitesse.

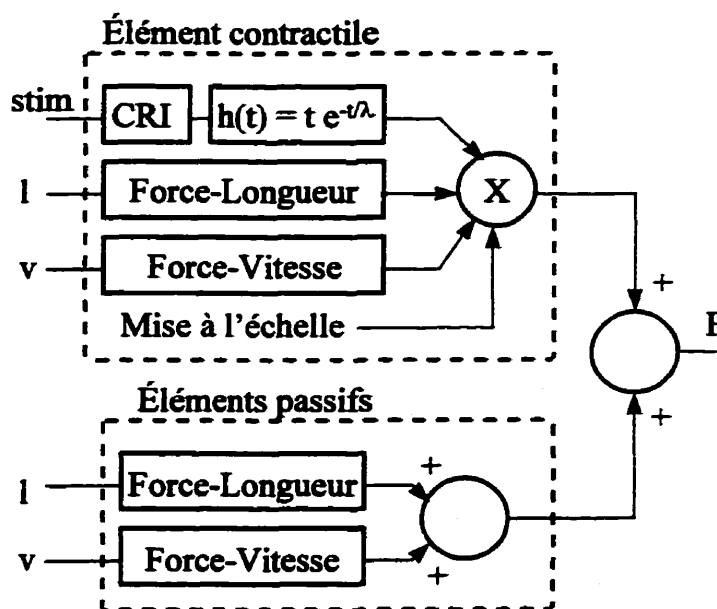


Figure B.1 Modèle du muscle isotonique

**Tableau B.1 Paramètres du modèle isotonique**

Type de muscle	$\lambda$ (ms)
lent	20
normal	30
rapide	40

**Tableau B.2 Caractéristique force-longueur active pour le muscle isotonique**

<b>Longueur du muscle (mm)</b>	<b>Force (N)</b>
4	0.05
5	0.15
6	0.20
7	0.30
8	0.60
9	0.70
10	1.00
11	1.45
12	1.70
13	2.20
14	1.80

**Tableau B.3** Caractéristique force-vitesse active pour le muscle isotonique

Vitesse de raccourcissement du muscle (mm/s)	Force (N)
-28	0.62
-22	0.74
-18	0.83
-9	0.84
-4	0.96
0	1.00
2	1.04
8	1.10
14	1.32
20	1.10
27	1.08
34	0.97

## ANNEXE C

### RELATIONS LIANT LA FORCE EN CONDITIONS ISOMÉTRIQUES À LA VITESSE EN CONDITIONS ISOTONIQUES

Selon Plamondon (1998), les similarités observées entre la force pour des conditions isométriques et la vitesse pour des conditions isotoniques s'expliqueraient par le fait que le muscle libère la même énergie utile dans les deux cas. Il justifie cette théorie à l'aide des équations C.1 à C.6.

Dans des conditions isométriques, on peut imaginer que le sujet exerce une force sur une barre de métal d'un module de Young ( $E$ ) donné. La force exercée et le travail effectué sont donnés par :

$$F(t) = AE\varepsilon(t) \quad (C.1)$$

$$W(t) = \frac{AE\varepsilon^2(t)}{2} = U(t) \quad (C.2)$$

Pour les conditions isotoniques le travail fait est donné par l'équation :

$$W(t) = \frac{mv^2(t)}{2} = \Delta E_c \quad (C.3)$$

Si l'on considère que le travail fait par le muscle dans des conditions isotoniques est égal à celui fait par le muscle dans des conditions isométriques, on obtient :

$$W(t) = \frac{ALE\varepsilon^2(t)}{2} = \frac{mv^2(t)}{2} \quad (\text{C.4})$$

On peut alors, par de simples manipulations algébriques, trouver que :

$$\varepsilon(t) = \left( \frac{m}{ALE} \right)^{1/2} v(t) \quad (\text{C.5})$$

$$F(t) = \left( \frac{AEm}{L} \right)^{1/2} v(t) \quad (\text{C.6})$$

Cette série d'équations démontre donc que, si le travail produit dans des conditions isométriques est égal à celui produit dans des conditions isotoniques, alors la force produite par le muscle dans des conditions isométriques est proportionnelle à la vitesse obtenue dans des conditions isotoniques.

## ANNEXE D

### PARAMÈTRES UTILISÉS LORS DES SIMULATIONS

L'annexe D présente les valeurs des différents paramètres qui ont été utilisés pour réaliser les diverses simulations présentées dans ce mémoire.

#### Paramètres de stimulation utilisés pour les figures 3.5 à 3.7

Les tableaux D.1 et D.2 présentent les paramètres de stimulation qui ont servi à produire les courbes du chapitre trois.

Tableau D.1 Paramètres de stimulation utilisés pour les figures 3.5 à 3.7

Paramètres	Valeurs	
Durée de stimulation de l'agoniste (ms)	60	80
Recrutement de l'agoniste (%)	40 à 100, par 10	
Nombre d'impulsions sur l'agoniste	3 à 7	4 à 8
Délai d'activation de l'antagoniste (ms)	40 à 70, par 10	60 à 90, par 10
Durée de stimulation de l'antagoniste (ms)	60 et 80	
Recrutement de l'antagoniste (%)	30 à 100, par 10	
Nombre d'impulsions sur l'antagoniste	3 à 9	

Tableau D.2 Paramètres de stimulation utilisés pour la figure 3.10

Paramètres	Valeurs
Durée de stimulation de l'agoniste (ms)	65 et 80
Recrutement de l'agoniste (%)	60 et 90
Nombre d'impulsions sur agoniste	5 et 7
Délai d'activation de l'antagoniste (ms)	45 à 75, par 10
Durée de stimulation de l'antagoniste (ms)	55 et 65
Recrutement de l'antagoniste (%)	45 et 65
Nombre d'impulsions sur l'antagoniste	4 et 6



### Paramètres de stimulation utilisés pour les figures 4.1 à 4.5

Le tableau D.3 présente les paramètres de stimulation utilisés pour produire les différentes courbes présentées aux figures 4.1 à 4.5. Mentionnons que la valeur de  $\lambda$  utilisée était de 30 ms.

Tableau D.3 Paramètres de stimulation utilisés pour produire les courbes présentées aux figures 4.1 à 4.5

Courbe	A	B	C	D	E	F	G	H	I
Recrutement de l'agoniste (%)	30	54	100	30	54	100	50	64	100
Nombre d'impulsions sur l'agoniste	4	6	9	4	6	9	4	6	9
Durée de stimulation de l'agoniste (ms)	70	70	70	80	80	80	70	70	70
Délai d'activation de l'antagoniste (ms)	60	60	60	60	60	60	60	60	60
Recrutement de l'antagoniste (%)	40	40	40	30	60	40	40	50	60
Nombre d'impulsions sur l'antagoniste	5	5	5	6	7	8	4	5	8
Durée de stimulation de l'antagoniste (ms)	60	60	60	70	70	70	60	60	60

### Paramètres de stimulation utilisés pour les figures 4.6 et 4.7

Les courbes présentées aux figures 4.6 et 4.7 avaient pour but de montrer la validité de la stratégie de stimulation proposée. Les paramètres de stimulation utilisés pour produire ces figures sont montrés au tableau D.4 :

**Tableau D.4 Paramètres de stimulation utilisés pour produire les courbes présentées aux figures 4.6 et 4.7**

Paramètres	Valeurs								
Durée de stimulation de l'antagoniste (ms)	60								
Nombre d'impulsions sur l'antagoniste	5								
Recrutement de l'antagoniste (%)	40								
Délai d'activation de l'antagoniste (ms)	60								
Durée de stimulation de l'agoniste (ms)	70			80			90		
Recrutement de l'agoniste (%)	30	60	70	30	80	100	20	50	100
Nombre d'impulsions agoniste	4	6	9	5	6	9	6	7	9

## **ANNEXE E**

### **GLOSSAIRE**

Agoniste : se dit d'un muscle qui agit dans le sens du mouvement.

Antagoniste : se dit d'un muscle qui agit dans le sens opposé au mouvement ou de deux muscles d'action opposée.

Chemin (path) : parcours physique suivi par la main, du point de départ au point d'arrivée (Hollerbach et Flash, 1982).

Délai d'activation de l'antagoniste : durée séparant la première impulsion envoyée au muscle agoniste et la première impulsion envoyée au muscle antagoniste.

Distance : dans ce mémoire, la distance est mesurée comme étant la variation de la longueur du muscle agoniste. Le raccourcissement du muscle agoniste donne une distance positive.

Distance virtuelle : pour un muscle en condition isométrique, la distance virtuelle parcourue est définie comme l'intégrale de la force produite par ce muscle par rapport au temps. Pour un système comportant deux muscles antagonistes, la distance est donnée par la somme des distances parcourue par chacun des muscles.

Effort excentrique : se dit d'un muscle qui se contracte tout en s'étirant.

Facteur agoniste (antagoniste) : paramètre de stimulation défini par le produit du niveau de recrutement du muscle par le nombre d'impulsions de stimulation.

Mouvement ballistique : mouvement préprogrammé se terminant avant de pouvoir être modifié par un retour d'information sensorielle (Freund Büdingen, 1978).

Niveau de recrutement : pourcentage du muscle qui est recruté (contracté) au cours de la stimulation.

Synergie : Ensemble de muscles travaillant de concert afin de réaliser un mouvement donné (Plamondon 1995a; Bernstein, 1967)

Trajectoire (trajectory) : parcours physique dans le temps suivi par la main (Hollerbach et Flash, 1982).